

Departamento de Física

Modelo Matemático da Coluna Vertebral

Carla Sofia Craveiro França

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores:

Professor Doutor Fábio Chalub
Professor Doutor Pedro Vieira
Dr^a Cláudia Quaresma

Lisboa

2010

À minha família

AGRADECIMENTOS

Agradeço especialmente aos meus pais, à minha avó Herminda e a toda a minha família, pelo apoio, educação e amizade que sempre me proporcionaram.

Aos meus irmãos, por serem os melhores amigos.

Agradeço a todos os meus orientadores, sem os quais, este projecto não teria sido possível: ao Professor Doutor Fábio Chalub, pelo apoio incondicional e perseverança; ao Professor Doutor Pedro Vieira, pelos conselhos, orientação e pela possibilidade de realizar este trabalho; e à Doutora Cláudia Quaresma, pelo acompanhamento incansável em todos os momentos. Muito obrigada a todos pelo apoio e excelente orientação ao longo deste trabalho.

Ao Doutor Miguel Fonseca, pela disponibilidade em ajudar, pela partilha de material e pela troca de ideias.

Aos meus colegas de trabalho, António Jordão e Pedro Duque, por todo o ânimo e perseverança ao longo deste projecto.

À Manuela Cotrim pela prontidão em ajudar, pelo profissionalismo demonstrado e pelos momentos divertidos que proporcionou. E ao João Mendes pelas dicas na estruturação da tese e pelo apoio prestado.

A todos os amigos de longa data. Em especial à Patrícia Correia, pela disponibilidade em ajudar-me.

A todos os amigos que fiz na faculdade. Em especial aos meus colegas de Engenharia Biomédica por todo o apoio e amizade.

Ao Professor Doutor Mário Secca, e a todos os professores que tive ao longo do percurso académico.

SUMÁRIO

A investigação sobre um modelo que representasse globalmente a coluna vertebral surgiu com base no desenvolvimento de um aparelho de medição semi-automática da posição dos vértices das apófises espinhosas, o *Métrica Vertebral*.

O modelo desenvolvido admite que a coluna vertebral pode ser representada por um sistema de massas e molas interligadas entre si. O princípio fundamental deste modelo considera que a disposição real da coluna vertebral (isto é, os centros geométricos e as inclinações dos corpos) no plano sagital pode ser determinada pela minimização da energia total elástica do sistema, e conhecendo a posição dos vértices das apófises espinhosas.

Construiu-se graficamente a coluna vertebral em ambiente Matlab, utilizando o dimensionamento anatómico encontrado na literatura. Também se desenvolveu a interface gráfica do *Métrica Vertebral* para o profissional de saúde.

Validou-se o modelo matemático num indivíduo sem patologia associada. Verificou-se que as inclinações e as coordenadas dos centros vertebrais obtidas foram muito próximas das reais ao fixar-se a inclinação do sacro à inclinação média estimada para um indivíduo sem patologia associada (42.46°). Também se fizeram testes em indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral*. No geral, obtiveram-se melhores resultados fixando-se a inclinação do sacro.

Em suma, o presente modelo prevê com sucesso as inclinações e centros geométricos dos corpos vertebrais de indivíduos sem patologia associada, a partir da posição dos vértices das apófises espinhosas.

Palavras-Chave: *Métrica Vertebral*, Coluna vertebral, Modelo matemático, Sistema massa mola, Matlab.

ABSTRACT

The research on a model that represents the overall spine emerged from the development of a semi-automatic measuring device of the vertex positions of the spinous processes, whose commercial name is *Métrica Vertebral*.

The present model acknowledges that the spine can be represented by a system of masses and springs interconnected. The fundamental principle of this model considers that the real conformation of the spine (ie, the geometric centers and the inclinations of the vertebral bodies) in the sagittal plane can be determined by minimizing the total elastic energy of the mass- spring system, once the vertex positions of the spinous processes are known.

A graphical representation of the spine was rendered in Matlab using the geometric sizing found in the literature. A graphical user interface was also developed for the health professional.

The mathematical model was validated in a healthy individual. It was found that the inclinations and the coordinates of vertebral bodies obtained by the model were very close to the real ones if the inclination of the sacrum was fixed to the mean inclination estimated for a healthy individual (42.46°). The model was also applied in a number of individuals measured with the *Métrica Vertebral*. Overall best results were obtained by fixing the inclination of the sacrum.

In conclusion, this model predicts successfully the inclinations and the geometric centers of vertebral bodies of healthy individuals, knowing the vertex positions of the spinous processes.

Keywords: *Métrica Vertebral*, Spine, Mathematical model, Mass-spring system, Matlab.

SIMBOLOGIA E NOTAÇÕES

A	Área transversal do disco intervertebral.	L	Vértebra Lombar.
AA	Altura da Apófise.	LA	Largura da Apófise.
ang_ac	Ângulo que a linha que une a apófise ao centro vertebral faz com a horizontal quando a inclinação do corpo é não nula.	Lo	Comprimento de repouso da mola.
ang_ac_nat	Ângulo que a linha que une a apófise ao centro vertebral faz naturalmente com a horizontal quando a inclinação do corpo é nula.	m	Metro.
C	Vértebra Cervical.	Matlab	Software de alta performance voltado para o cálculo numérico.
D	Vértebra Dorsal.	mm	Milímetro.
dac	Distância da apófise ao centro vertebral.	m_s	Massa do sistema.
Data Cursor	Cursor de dados.	MPa	Megapascal.
E	Módulo de Young ou de Elasticidade.	N	Newton.
E_{elast}	Energia potencial elástica.	PA	Profundidade da Apófise.
E_j	Energia envolvida na deformação elástica da mola j .	S.I.	Sistema Internacional.
F	Força aplicada no disco intervertebral.	TAC	Tomografia Axial Computorizada.
F_{elast}	Força elástica.	TIFF	Tagged Image File Format.
GUI	Graphical User Interface.	XLS	Microsoft Excel File format.
h_j	Altura do corpo j .	Y	Distância Ântero-posterior.
IA	Inclinação da Apófise.	Y_a, Z_a	Coordenadas das apófises espinhosas.
Inc.Vertebra	Inclinações vertebrais.	Y_c, Z_c	Coordenadas dos centros vertebrais.
k	Constante elástica da mola.	Z	Distância Vertical.
kg_f	Quilograma- Força.	σ	Tensão.
l	Espessura inicial do disco intervertebral.	ε	Extensão.
Δl	Deformação na espessura do disco intervertebral.	Δx	Alongamento da mola.
l_{ff}	Comprimento final mola j .	x₀	Posição de repouso.
l_{ij}	Comprimento inicial mola j .	-θ_j	Inclinação do corpo j .
		(y_{ffj}^c, z_{ffj}^c)	Coordenadas finais do centro da vértebra j .
		(y_{ij}^c, z_{ij}^c)	Coordenadas iniciais do centro da vértebra j .
		(y^A, z^A)	Coordenadas dos vértices das apófises espinhosas.
		(y_j['], z_j['])	Coordenadas do centro do prato vertebral j .

ÍNDICE

Índice de figuras	viii
Índice de tabelas.....	xi
Capítulo I - INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Importância do estudo	2
1.3. Objectivos	3
1.4. Estrutura da dissertação.....	3
Capítulo II - REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1. A Coluna Vertebral	5
2.1.1. Constituição da coluna vertebral	6
2.1.1.1. Estrutura do corpo vertebral.....	7
2.1.2. Articulações da coluna vertebral.....	7
2.1.2.1. Discos intervertebrais.....	8
2.1.3. Movimentos da coluna vertebral	9
2.1.4. Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral	11
2.1.5. Alterações biomecânicas da coluna vertebral	13
2.2. Revisão de modelos existentes da coluna vertebral.....	16
2.3. O sistema Massa-Mola	18
2.4. Modelação de objectos em Matlab.....	20
Capítulo III - DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DA COLUNA VERTEBRAL.....	23
3.1. Considerações no modelo matemático.....	24
3.2. Parâmetros requeridos no modelo	26
3.2.1. Determinação das Constantes Elásticas das molas.....	26

3.2.2. Dimensionamento da Coluna Vertebral	28
3.3. Construção do modelo matemático da coluna vertebral	30
3.3.1. Determinação dos centros geométricos iniciais	32
3.3.2. Determinação dos centros geométricos e inclinações finais	36
Capítulo IV- MODELAÇÃO GRÁFICA DA COLUNA VERTEBRAL	40
4.1. Representação gráfica da coluna vertebral.....	40
4.2. Desenvolvimento da interface gráfica do Métrica Vertebral.....	47
4.2.1. Funcionalidades da Interface Gráfica	48
4.2.2. Ferramentas de imagem	54
Capítulo V - RESULTADOS E DISCUSSÃO	57
5.1. Validação do modelo num indivíduo sem patologia associada	57
5.2. Resultados em indivíduos medidos pelo Métrica Vertebral	61
Capítulo VI - CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS	69
Bibliografia.....	72
Apêndice A.....	74
Apêndice B.....	76
Apêndice C.....	78
Apêndice D.....	79
Apêndice E	80
Apêndice F	82

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1- Esqueleto axial e a coluna vertebral [6].	5
Figura 2.2 - Coluna vertebral numa (a) vista lateral e (b) vista posterior [8].	6
Figura 2.3- Tipos de ossos que compõem o corpo vertebral [9].	7
Figura 2.4- Composição do disco intervertebral [8].	8
Figura 2.5- Disposição das fibras no anel fibroso [8].	8
Figura 2.6- Movimentos permitidos entre as vértebras num indivíduo saudável [8].	9
Figura 2.7 - Planos principais de movimento da coluna vertebral [8].	10
Figura 2.8- Tipos de movimento da coluna vertebral [8].	10
Figura 2.9- Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral [11].	12
Figura 2.10- Grande curvatura cérvico-dorso-lombar (vida embrionária) [8].	13
Figura 2.11- Desenvolvimento das curvaturas vertebrais [8].	13
Figura 2.12- Presença de escoliose em pessoa numa posição (a) de pé e (b) flectida [12].	14
Figura 2.13- A) Indivíduo masculino de 14 anos de idade. B) Radiografia de perfil demonstrando cifose de 104° [15].	15
Figura 2.14- Hiperlordose lombar [16].	15
Figura 2.15- Exemplos de modelos da coluna vertebral: A) Coluna vertebral, caixa torácica e pélvis para a investigação de forças e deslocamentos. B) Modelo 2D da coluna como um arco [18].	17
Figura 2.16- Exemplos de modelos de elementos finitos de A) Vértebra lombar e do B) Atlas [18].	17
Figura 2.17 - Oscilador harmónico simples em A) repouso e B) sujeito a um deslocamento Δx [19].	18
Figura 2.18- Acoplamento de dois osciladores harmónicos em A) repouso e B) sujeitos a deslocamentos [19].	19
Figura 2.19- Exemplo de um toro de raio transversal r .	22
Figura 3.1- Aproximação da coluna vertebral a um sistema de massas e molas.	23
Figura 3.2- Atlas encaixado no Áxis.	24
Figura 3.3- Nomenclatura utilizada no sistema massas + molas, em que v_1 corresponde à 2ª vértebra cervical (C2) e v_{24} corresponde à 1ª vértebra sagrada (S1).	25
Figura 3.4- Discos B) saudável e C) lesado sob carga [11].	26
Figura 3.5- Parâmetros estimados a partir do modelo anatómico da coluna vertebral.	29
Figura 3.6- Modelo Anatómico da Coluna Vertebral (para estimar os parâmetros referidos na Figura 3.5).	29
Figura 3.7- Exemplo de medição da inclinação da apófise espinhosa de uma vértebra (T12).	30
Figura 3.8- Disposição dos corpos para a) menor comprimento da mola e b) maior comprimento da mola.	31
Figura 3.9 - Posições A) Inicial e B) Final da Coluna Vertebral.	31
Figura 3.10- Método utilizado para determinar os pseudo centros iniciais.	33
Figura 3.11- Apófises espinhosas reais e pseudo centros iniciais estimados – indivíduo Nº 6 da base de dados.	33
Figura 3.12- Determinação da curva aproximada (4° grau) onde se vão encontrar os centros vertebrais iniciais - indivíduo Nº 6 da base de dados.	34
Figura 3.13- Centros vertebrais iniciais de C2 a S1 - indivíduo Nº 6 da base de dados.	35
Figura 3.14- Esquema de duas vértebras na posição inicial.	36

Figura 3.15- Esquema de duas vértebras na posição final. Nota: A inclinação do corpo vertebral designou-se $-\theta_j$ porque no programa de cálculo utilizado (Maple 13) o que é calculado é o ângulo da linha que une os corpos vertebrais, que é de sinal contrário à inclinação do corpo vertebral.	37
Figura 3.16- Esquema para expressar as coordenadas dos centros vertebrais em função das coordenadas das apófises.	38
Figura 4.1- Método utilizado para estimar as A) inclinações e B) posições das vértebras cervicais. Linha azul: linha adjacente à face posterior do corpo vertebral. Linha laranja: linha perpendicular à linha azul. Linha branca: linha horizontal utilizada para medir o ângulo vertebral (ângulo que a linha laranja faz com esta). Nota: A origem do referencial foi colocada no centro geométrico de T1.	41
Figura 4.2- Aproximação da primeira vértebra cervical (Atlas).	42
Figura 4.3- Aproximação da segunda vértebra cervical (Áxis).	43
Figura 4.4- Aproximação da sexta vértebra torácica (T6).	43
Figura 4.5- Aproximação da primeira vértebra sagrada (S1).	44
Figura 4.6- Representação gráfica da coluna vertebral sem patologia associada.	44
Figura 4.7- Determinação das coordenadas das apófises (de C3 a S1) a partir do modelo gráfico da coluna vertebral. Nota: As coordenadas estão reduzidas a 100 vezes.	45
Figura 4.8- Interface gráfica do Métrica Vertebral, construída em Matlab.	47
Figura 4.9- Caixa de diálogo ao carregar no botão Novo.	48
Figura 4.10- Janela de escolha do ficheiro a carregar.	49
Figura 4.11- Esquema de comunicação após se pressionar os botões Guardar > OK > Sim.	50
Figura 4.12- Esquema de comunicação após se pressionar os botões Abrir > Abrir > Abrir.	51
Figura 4.13- Resultados do indivíduo Nº 25 da base de dados (obtida pelo Métrica Vertebral mecânico).	52
Figura 4.14- Região Dorsal do indivíduo Nº 25 da base de dados (obtida pelo Métrica Vertebral mecânico).	53
Figura 4.15- Vistas rápidas pré-definidas.	55
Figura 4.16- Perspectiva 4 do indivíduo Nº 25 da base de dados (obtida pelo Métrica Vertebral mecânico).	55
Figura 4.17- Convenção Azimute e Elevação a ser definida na opção Manual.	56
Figura 5.1- Comparação entre as inclinações vertebrais obtidas pelo modelo e as inclinações médias encontradas na literatura – indivíduo sem patologia associada. Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.	57
Figura 5.2- Comparação entre os centros vertebrais obtidos pelo modelo e os centros vertebrais médios encontrados na literatura – indivíduo sem patologia associada. Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.	58
Figura 5.3- Comparação entre as inclinações vertebrais obtidas pelo modelo (fixando S1) e as inclinações médias encontradas na literatura – indivíduo sem patologia associada. Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.	59
Figura 5.4- Comparação entre os centros vertebrais obtidos pelo modelo (fixando S1) e os centros vertebrais médios encontrados na literatura – indivíduo sem patologia associada. Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.	60
Figura 5.5- Representação gráfica da coluna vertebral obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1.	61
Figura 5.6- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 2 da base de dados.	62
Figura 5.7- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 5 da base de dados.	62
Figura 5.8- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 11 da base de dados.	63

<i>Figura 5.9- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 12 da base de dados.</i>	<i>63</i>
<i>Figura 5.10- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 15 da base de dados.</i>	<i>64</i>
<i>Figura 5.11- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 25 da base de dados.</i>	<i>64</i>
<i>Figura 5.12- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 44 da base de dados.</i>	<i>65</i>
<i>Figura 5.13- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o indivíduo Nº 51 da base de dados.</i>	<i>65</i>
<i>Figura B.1 - Três perspectivas de uma vértebra cervical, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [25] e utilizados no presente modelo matemático.</i>	<i>76</i>
<i>Figura B.2 - Três perspectivas de uma vértebra torácica, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [26] e utilizados no presente modelo matemático.</i>	<i>76</i>
<i>Figura B.3 - Três perspectivas de uma vértebra lombar, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [23] e utilizados no presente modelo matemático.</i>	<i>77</i>
<i>Figura D.1- Método utilizado para estimar os centros das vértebras cervicais. A origem das coordenadas foi colocada no centro de T1.</i>	<i>79</i>

ÍNDICE DE TABELAS

<i>Tabela 2.1 - Amplitudes globais da coluna vertebral segundo vários autores.....</i>	<i>11</i>
<i>Tabela 3.1 - Espessura de disco intervertebral e área vertebral inferior, segundo Kapandji e Panjabi, respectivamente. (ED- Espessura do Disco, API- Área do Prato Inferior da vértebra)</i>	<i>27</i>
<i>Tabela 3.2 - Constantes elásticas obtidas para as molas a incluir no modelo.</i>	<i>28</i>
<i>Tabela 3.3- Coeficientes de determinação ajustados para os 3º, 4º e 5º graus de polinómio.</i>	<i>34</i>
<i>Tabela 4.1- Média (desvio padrão) das coordenadas dos centros geométricos e inclinações dos corpos vertebrais de um conjunto de 18 indivíduos saudáveis [10]. Nota: Os centros geométricos foram medidos mantendo sempre o centro geométrico de S1 na origem do referencial (0,0).</i>	<i>40</i>
<i>Tabela 4.2- Posições e inclinações estimadas para os corpos cervicais.</i>	<i>42</i>
<i>Tabela 4.3 - Coordenadas das apófises (de C3 a S1) determinadas a partir do modelo gráfico da coluna vertebral – indivíduo sem patologia associada.</i>	<i>46</i>
<i>Tabela B.1 - Nomenclatura utilizada para os parâmetros medidos por Panjabi [25].</i>	<i>77</i>
<i>Tabela C.1 - Dimensionamento utilizado para a construção gráfica da coluna vertebral. Nota: Os campos com traço “-” não fizeram sentido medir-se.</i>	<i>78</i>
<i>Tabela D.1- Centros medidos no papel (mm) e conversão para valores reais.</i>	<i>79</i>
<i>Tabela E.1- Centros geométricos e inclinações vertebrais obtidos pelo modelo – indivíduo sem patologia associada.</i>	<i>80</i>
<i>Tabela E.2- Centros geométricos e inclinações vertebrais obtidos pelo modelo (fixando S1) – indivíduo sem patologia associada.</i>	<i>81</i>

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

Actualmente, em todo o mundo, as doenças da coluna vertebral representam mais de 50% das causas de incapacidade física em idade laboral, sendo estas as principais responsáveis pela ausência dos trabalhadores nos seus postos de trabalho [1]. Por outro lado, estima-se que aproximadamente 80% da população mundial sofra de lombalgia pelo menos uma vez na vida [2]. Em números globais, esta é a segunda maior causa, em Portugal, das visitas ao médico [1].

Os motivos mais frequentes que levam ao estudo da coluna vertebral são a existência de raquialgias e a verificação de alterações biomecânicas na coluna vertebral.

Alterações biomecânicas da coluna vertebral como a escoliose, a hiper ou hipo cifose, ou hiper ou hipo lordose são muito frequentes e podem dever-se a vários factores como: má postura ou modo de andar incorrecto, realização de esforços físicos intensos, aumento de peso, sedentarismo ou factores genéticos.

Se o indivíduo que apresente alguma destas alterações biomecânicas não se preocupar em descobrir as suas causas nem o seu tratamento adequado, então essa alteração poderá agravar-se com o tempo e a diversidade de tratamentos possíveis irá diminuir, até que a dada altura a única opção viável será uma intervenção cirúrgica. É assim muito importante proceder-se ao estudo da coluna vertebral para detectar e tratar as suas alterações biomecânicas, prevenindo intervenções cirúrgicas e evitando o aparecimento de novas patologias. Quanto mais cedo se realizar o diagnóstico, maiores serão as possibilidades de tratar as alterações da coluna.

As técnicas de diagnóstico mais frequentemente utilizadas para avaliar a coluna vertebral são o Raios X e a Tomografia Computorizada, permitindo obter reconstruções da coluna vertebral com um detalhe elevado. No entanto estes métodos são invasivos e não podem ser aplicados em mulheres grávidas [3]. Por outro lado, doses de radiação frequentes podem danificar o crescimento ósseo e o desenvolvimento sexual de crianças [4].

Deste modo, as técnicas não invasivas têm-se revelado muito importantes para a avaliação do posicionamento e movimento da coluna vertebral de grávidas, jovens, e pessoas incapacitadas, possuindo como vantagem serem menos caras e menos complexas tecnicamente [5]. Existem vários métodos não invasivos que são utilizados actualmente: o *Pantógrafo*, o *Cifolordometro*, o *Spinal Mouse*, o *Cifómetro de Debrunner*, a *Régua Flexível*, o *Arcómetro*, o *Escoliómetro*, a *Cinemetria* usando câmaras infravermelhas ou fotográficas [4], o *Métrica Vertebral* mecânico [3] e, futuramente, o *Métrica Vertebral* automático.

A coluna vertebral, estrutura central do esqueleto, é constituída por um conjunto de vértebras organizadas de uma forma funcional, permitindo a sustentabilidade e o equilíbrio do corpo humano. As vértebras encontram-se separadas entre si por estruturas fibrocartilaginosas, designadas discos intervertebrais, que ao proporcionarem um certo grau de mobilidade a cada articulação intervertebral possibilitam que toda a coluna efectue movimentos de flexão para a frente, extensão para trás, rotações e inclinações para ambos os lados. Outra função muito importante da coluna vertebral é proteger a medula espinhal, órgão de comunicação entre o cérebro e os vários órgãos do corpo através das fibras nervosas que ramifica. É assim fundamental proceder-se ao estudo da coluna vertebral, avaliando-a morfológicamente.

1.2. Importância do estudo

O estudo sobre um modelo matemático que permitisse construir tridimensionalmente a coluna vertebral surgiu com base no desenvolvimento de um aparelho de medição semi-automática da posição dos vértices das apófises espinhosas, o *Métrica Vertebral*. Este aparelho foi desenvolvido por dois colegas de trabalho e permite medir as coordenadas tridimensionais dos vértices das apófises espinhosas através de um díodo laser e de uma câmara que detectam os pontos marcados nas costas por uma caneta azul. A construção deste aparelho surgiu como evolução do *Métrica Vertebral* mecânico que também mede as coordenadas tridimensionais dos vértices das apófises, mas através do posicionamento das várias peças mecânicas que o constituem.

Utilizando o modelo matemático desenvolvido é possível obter os centros dos corpos vertebrais e as suas inclinações a partir das coordenadas dos vértices das apófises espinhosas, para depois se proceder à construção da coluna vertebral e avaliação das suas curvaturas.

1.3. Objectivos

O presente trabalho teve como objectivo principal o desenvolvimento de um modelo matemático capaz de estimar aproximadamente a disposição dos corpos vertebrais no plano sagital a partir da posição dos vértices das apófises espinhosas, para depois se proceder à construção gráfica da coluna vertebral. Outro objectivo foi a criação da interface gráfica do *Métrica Vertebral* vocacionada para o profissional de saúde.

O princípio fundamental deste trabalho consistiu em aproximar a coluna vertebral (corpos vertebrais e discos intervertebrais) a um sistema de massas e molas interligadas entre si. Este trabalho foi alvo de publicação na 17ª Conferência Nacional de Física e encontra-se no Apêndice A.

1.4. Estrutura da dissertação

Esta tese está organizada em seis capítulos. No início do capítulo II, fazer-se-á uma abordagem geral sobre a coluna vertebral, onde se irão caracterizar as suas curvaturas e os seus movimentos. De seguida apresentar-se-á uma revisão dos modelos existentes da coluna vertebral presentes na literatura. Depois introduzir-se-ão conceitos gerais do sistema massa-mola. E, por fim, apresentar-se-ão resumidamente os métodos computacionais utilizados na construção gráfica da coluna vertebral. No capítulo III começa-se por apresentar as considerações feitas no modelo matemático, depois abordam-se os parâmetros requeridos para a sua aplicação, e finalmente é explicada detalhadamente a sua construção. No capítulo IV apresenta-se a disposição (posicionamento e inclinação) das várias vértebras ao longo de uma coluna vertebral sem patologia associada, encontrada na literatura, e depois procede-se à construção gráfica da coluna vertebral em ambiente Matlab. De seguida abordam-se

detalhadamente as funcionalidades e ferramentas presentes na interface gráfica para o utilizador, que foi construída com o objectivo de apresentar a coluna vertebral medida. No capítulo V apresentam-se os resultados e a sua discussão, onde é feita a validação do modelo matemático num indivíduo sem patologia associada e onde são realizados testes em indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral*. No capítulo VI serão feitas as conclusões do trabalho e abordadas as limitações e perspectivas futuras deste estudo.

CAPÍTULO II - REVISÃO DA LITERATURA

2.1. A Coluna Vertebral

O esqueleto humano pode ser dividido em duas partes: o esqueleto axial, formado pelo crânio, a coluna vertebral e a caixa torácica; e o esqueleto apendicular, formado pelos membros superiores e inferiores e cinturas articulares. A coluna vertebral faz parte da zona central do esqueleto humano, situando-se numa porção posterior e mediana do tronco, como ilustra a figura 2.1.

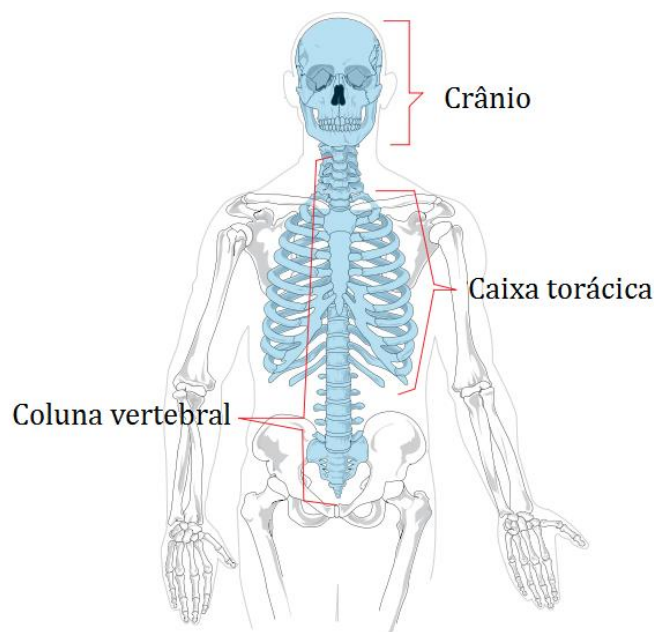


Figura 2.1- Esqueleto axial e a coluna vertebral [6].

A coluna vertebral serve de apoio a outras estruturas do esqueleto que se articulam com ela: o crânio, em que o osso occipital se articula com o atlas; a caixa torácica, em que as costelas se articulam com as vértebras; e a bacia pélvica, em que o osso coxal se articula com o sacro nas cavidades cotiloideas [7].

2.1.1. Constituição da coluna vertebral

A coluna vertebral é constituída por 33 ou 34 vértebras (figura 2.2), das quais 7 vértebras são cervicais, 12 são torácicas, 5 são lombares, 5 são sagradas e encontram-se soldadas constituindo uma peça óssea única, designada sacro, e 4 ou 5 são coccígeas constituindo também uma peça óssea única, o cóccix.

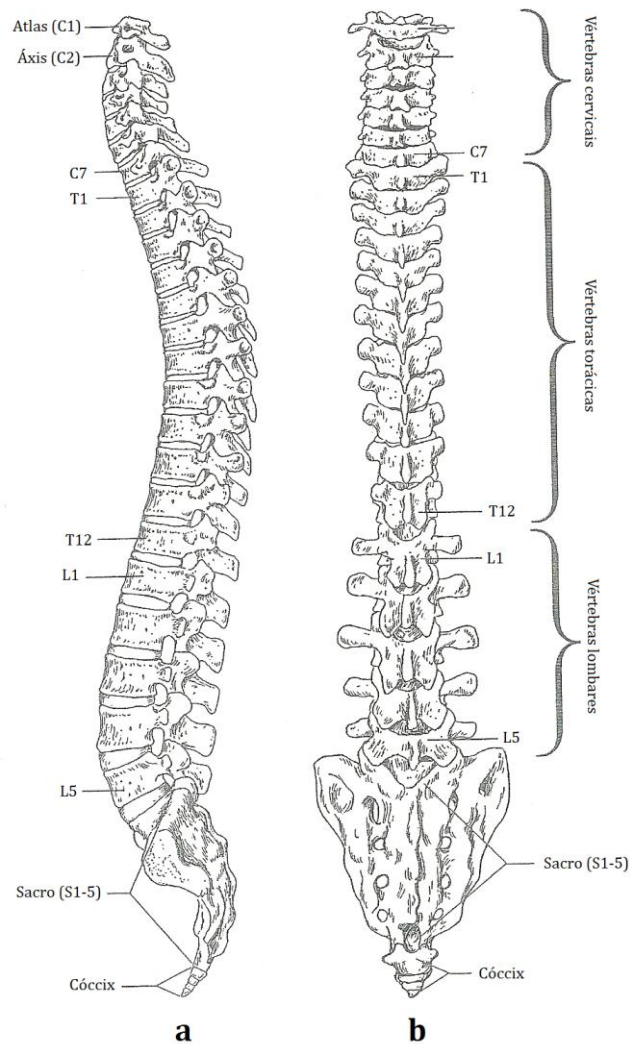


Figura 2.2 - Coluna vertebral numa (a) vista lateral e (b) vista posterior [8].

As vértebras caracterizam-se, pela forma, como ossos curtos, pois nestas nenhuma das três dimensões (largura, profundidade ou altura) prevalece.

2.1.1.1. Estrutura do corpo vertebral

O corpo vertebral é composto principalmente de osso esponjoso ou trabecular revestido superficialmente por uma camada fina de osso compacto ou cortical [8], como se pode observar na figura 2.3.

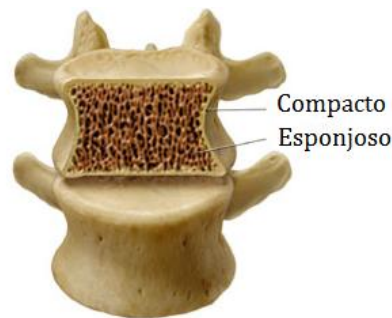


Figura 2.3- Tipos de ossos que compõem o corpo vertebral [9].

O osso esponjoso encontra-se distribuído no interior do corpo vertebral por trabéculas: verticais, que servem para sustentar o peso do corpo e as forças de compressão; e horizontais e oblíquas, que ajudam a resistir às forças de cisalhamento, inclinação, torção e forças combinadas [8].

2.1.2. Articulações da coluna vertebral

A coluna vertebral apresenta várias articulações: as intervertebrais (entre as vértebras), as costovertebrais (entre as costelas e as vértebras), as craniovertebrais (entre o crânio, o atlas e o eixo) e as sacroilíacas (entre o osso sacro e o íliaco). Neste trabalho vamos apenas abordar as articulações intervertebrais, mais especificamente, as articulações entre os corpos vertebrais a nível interósseo.

Os ligamentos interósseos entre os corpos vertebrais são também conhecidos por discos intervertebrais.

2.1.2.1. Discos intervertebrais

Os discos intervertebrais são estruturas fibrocartilaginosas, com a forma de lente biconvexa, que se interpõe entre os corpos vertebrais de duas vértebras adjacentes. Na coluna vertebral estão presentes, ao todo, vinte e três discos intervertebrais. O primeiro encontra-se entre a segunda vértebra (áxis) e a terceira vértebra cervicais e o último encontra-se entre a quinta vértebra lombar e a primeira vértebra sagrada. Os discos são responsáveis por, aproximadamente, 25% do tamanho da coluna vertebral [8].

O disco intervertebral é composto centralmente pelo núcleo pulposo, que ocupa cerca de 60% do seu volume, e perifericamente pelo anel fibroso (figura 2.4).

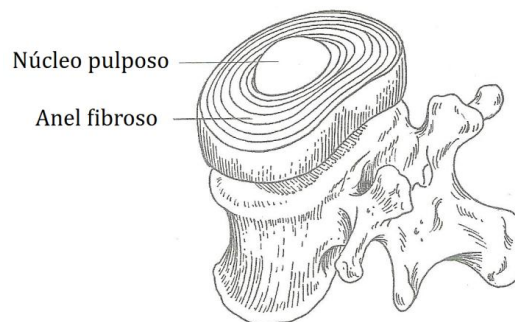


Figura 2.4- Composição do disco intervertebral [8].

O anel fibroso é constituído por uma sucessão de camadas fibrosas concêntricas à volta do núcleo que possuem obliquidade cruzada quando se passa de uma camada mais exterior do disco para uma camada mais interior, como é evidenciado na figura 2.5.

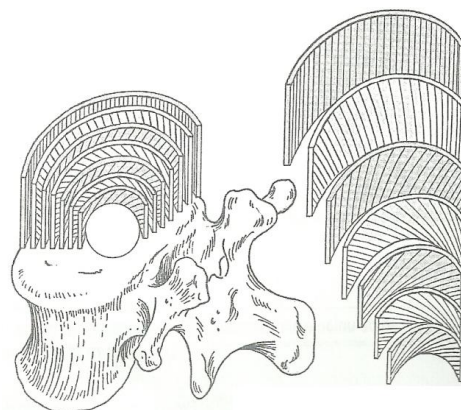


Figura 2.5- Disposição das fibras no anel fibroso [8].

Este anel constitui um verdadeiro tecido de fibras que, no indivíduo saudável, impede qualquer extravasão da substância do núcleo pulposo.

Os discos intervertebrais têm assim como funções principais amortecer os choques a que a coluna está sujeita, permitir a união e alinhamento entre as vértebras e promover a mobilidade da coluna, permitindo o deslocamento de uma vértebra sobre a outra em várias direcções no espaço.

2.1.3. Movimentos da coluna vertebral

As vértebras de um indivíduo normal podem ser sujeitas a diferentes tipos de movimento como a flexão, extensão, rotação, deslizamento, compressão, tensão, inclinação, ou uma combinação dos movimentos referidos (figura 2.6).

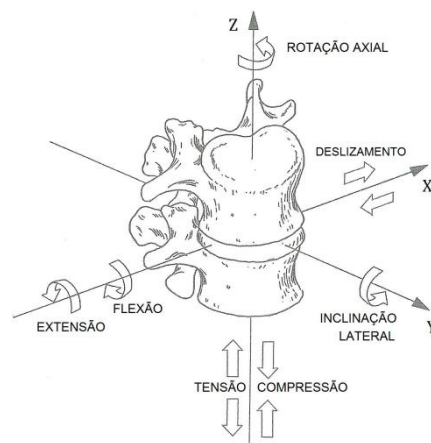


Figura 2.6- Movimentos permitidos entre as vértebras num indivíduo saudável [8].

A soma dos movimentos dos vários segmentos vertebrais resulta numa ampla mobilidade da coluna vertebral.

Basicamente, a coluna vertebral consegue movimentar-se em três planos principais: o frontal, o sagital e o horizontal (figura 2.7). No entanto os nossos movimentos, em geral, ocorrem como uma combinação desses movimentos em planos diagonais.

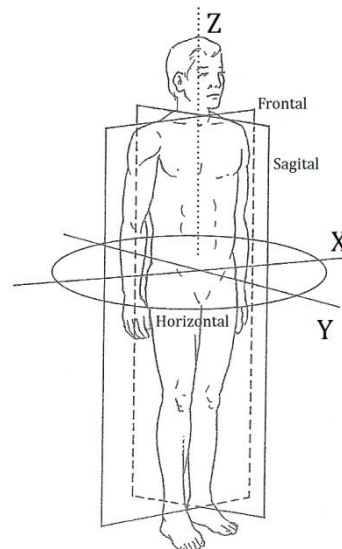


Figura 2.7 - Planos principais de movimento da coluna vertebral [8].

Quando o movimento ocorre num determinado plano, a coluna gira em torno de um eixo que tem uma relação de 90° com esse plano. Por exemplo, por observação da figura 2.7, se a coluna se movimentar no plano horizontal (plano XY), isto é, ao fazer rotação, verificamos que esta gira em torno do eixo Z que lhe é perpendicular. Se a coluna realizar movimentos de flexão e extensão no plano sagital, ilustrados na figura 2.8 (a), esta vai girar em torno do eixo X. Por outro lado, se realizar movimentos de inclinação lateral no plano frontal, ilustrados na figura 2.8 (b), esta vai girar em torno do eixo Y.

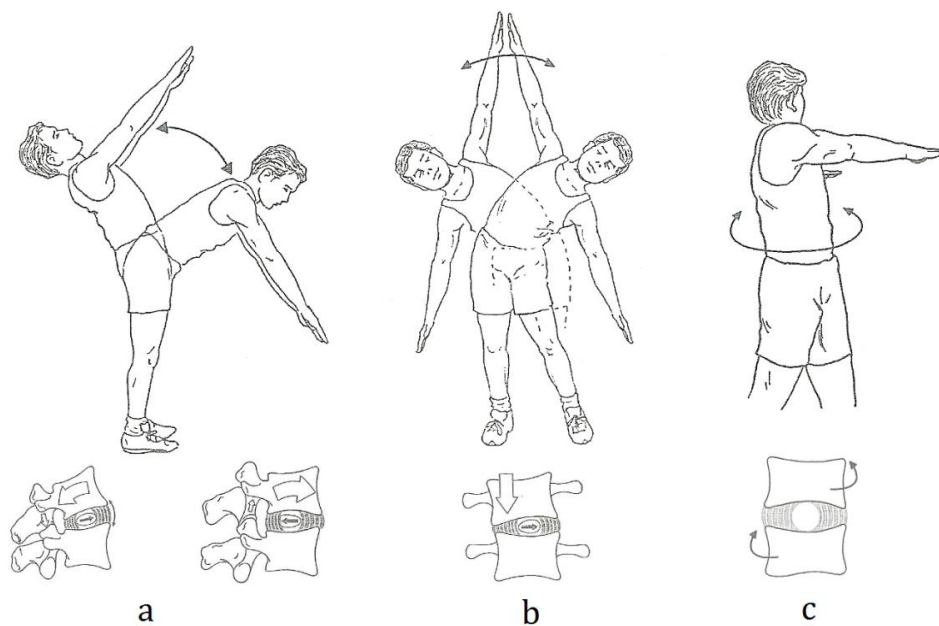


Figura 2.8- Tipos de movimento da coluna vertebral [8].

As amplitudes atingidas pela coluna diferem entre os diversos tipos de movimento e em cada uma das três regiões da coluna vertebral. Conhecendo as amplitudes destes movimentos é possível estabelecer os graus máximos fisiológicos admitidos para cada região da coluna vertebral e atribuir o prefixo “hiper” em cada movimento, caso a amplitude de execução do movimento ultrapasse o limite fisiológico.

As amplitudes máximas padrão são determinadas pela média de amplitudes encontradas em pessoas saudáveis, jovens e não atletas, pois em outras situações é normal encontrar resultados diferentes.

Os valores foram encontrados por vários autores [8] e estão presentes na tabela 2.1.

Tabela 2.1 - Amplitudes globais da coluna vertebral segundo vários autores.

	Amplitude	Flexão (°)	Extensão (°)	Inclinação (°)	Rotação (°)
Kapandji (2000) [8]	Cervical	40	75	35	45
	Torácica	30	25	20	35
	Lombar	40	30	20	5
	Global	110	130	75	85
Roud [8]	Global	140	160	-	-
Weber [8]	Global	-	-	-	107

Repare-se que as amplitudes globais da coluna vertebral estimadas por Roud e Weber são, no geral, superiores às de Kapandji.

2.1.4. Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral

A coluna vertebral de um indivíduo saudável é aproximadamente recta quando vista frontalmente porque as vértebras e os discos intervertebrais são aproximadamente simétricos em relação ao plano sagital. No entanto, é normal que se observe um ligeiro desvio lateral da coluna, pois não existe nenhuma estrutura no corpo que apresente simetria perfeita [10].

Já na vista de perfil, a coluna vertebral apresenta normalmente quatro curvas fisiológicas: duas cifoses e duas lordoses, como ilustra a figura 2.9.

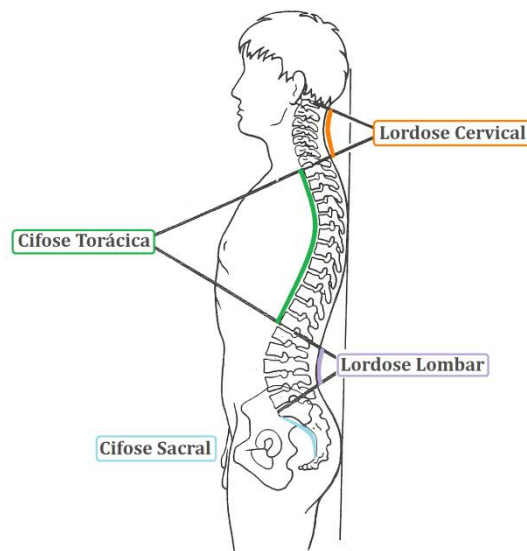


Figura 2.9- Curvaturas fisiológicas da coluna vertebral [11].

As lordoses cervical e lombar são côncavas posteriormente (ou convexas anteriormente) e as cifoses torácica e sacral são convexas posteriormente (ou côncavas anteriormente).

As cifoses são designadas como curvaturas primárias por serem as primeiras a ser formadas durante a vida embrionária. Por sua vez, as lordoses, formadas depois, são designadas como curvaturas secundárias.

Durante a vida embrionária, a coluna vertebral apresenta apenas uma curvatura convexa posterior em forma de um “C”, como é ilustrado na figura 2.10. Depois de nascer, a criança desenvolve a lordose cervical, por acção dos músculos erectores cervicais, quando começa a levantar a cabeça para olhar para a frente, como é ilustrado na figura 2.11 (a). Posteriormente, quando a criança começa a colocar-se de pé, dá-se o desenvolvimento da lordose lombar, como ilustra a figura 2.11 (b).



Figura 2.10- Grande curvatura cervico-dorso-lombar (vida embrionária) [8].

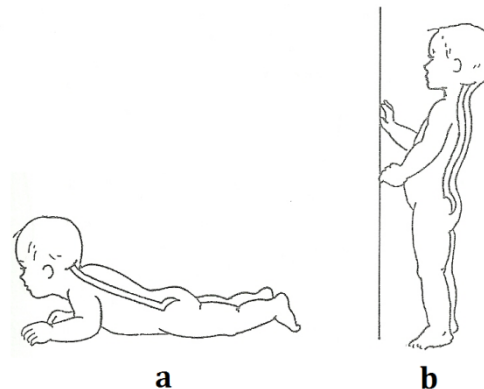


Figura 2.11- Desenvolvimento das curvaturas vertebrais [8].

As curvaturas da coluna vertebral resultam assim de adaptações do corpo humano às posturas adoptadas ao longo da vida. Estas adaptações aumentam a resistência da coluna vertebral, ajudando-a a equilibrar o corpo. Segundo Kapandji, a resistência da coluna vertebral (R) é proporcional ao quadrado do número de curvas (N) mais uma unidade ($R \propto N^2 + 1$). Assim, a coluna vertebral que apresenta quatro curvaturas fisiológicas é 17 vezes mais resistente que a coluna recta [8].

2.1.5. Alterações biomecânicas da coluna vertebral

As alterações biomecânicas mais conhecidas são a escoliose, a hipercifose e a hiperlordose.

A escoliose é uma deformação em que existe uma curvatura lateral da coluna não normal. Os principais indicativos de escoliose são: a verificação dos ombros ou das ancas a alturas diferentes, a inclinação do corpo para um dos lados ou a proeminência de uma das costelas ao dobrar o corpo [1], como se pode observar na figura 2.12.

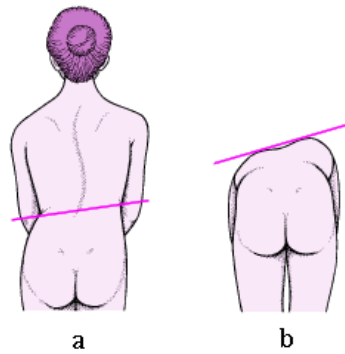


Figura 2.12- Presença de escoliose em pessoa numa posição (a) de pé e (b) flectida [12].

A escoliose pode estar associada a factores genéticos, a problemas neuromusculares, ao comprimento desigual dos membros inferiores ou a nenhuma causa conhecida (idiopática).

Estima-se que a escoliose afecte 2% das mulheres e 0.5% dos homens [1].

O tratamento depende de cada caso: quando o desvio é pequeno, costuma-se corrigir o problema com exercícios posturais; nos desvios maiores pode ser necessário o uso de coletes, ou mesmo cirurgia correctiva [13].

A hipercifose, designada doença de Sheuermann, é definida pelo aumento anormal da concavidade anterior da curvatura da região dorsal, como ilustra a figura 2.13. As causas mais frequentes desta deformidade são a má postura, mas pode dever-se a doenças como a osteoporose ou a um problema congénito. As consequências são dores de costas, encurtamento vertebral, redução da capacidade de sustentação da coluna vertebral e diminuição da expansibilidade torácica [14].

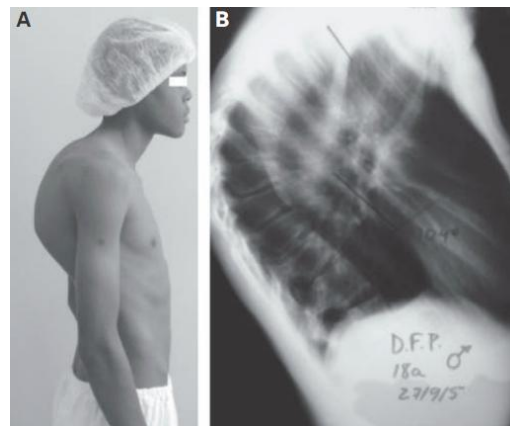


Figura 2.13- A) Indivíduo masculino de 14 anos de idade. B) Radiografia de perfil demonstrando cifose de 104° [15].

O seu tratamento depende da causa que origina a deformação. Se for devida a uma postura incorrecta, o tratamento é feito por meio de exercícios de fisioterapia, pelo uso de colchões mais firmes e, se necessário, o uso de coletes ortopédicos. O tratamento dos outros tipos de cifose inclui a identificação e tratamento da causa.

É mais frequente no sexo feminino, na proporção de dois para um, e é de difícil diagnóstico antes dos onze anos [14].

A hiperlordose lombar é definida pelo aumento anormal da concavidade posterior da curvatura da região lombar, como ilustra a figura 2.14. As causas mais frequentes desta deformidade são a obesidade, a gravidez, a má postura e a fadiga. As consequências são a modificação da postura corporal e limitações de mobilidade da coluna [16].



Figura 2.14- Hiperlordose lombar [16].

Por outro lado, a hiperlordose cervical é caracterizada por uma proeminência da cabeça, responsável por um pescoço mais alongado à frente. A rectificação da lordose

cervical caracteriza-se pela diminuição da lordose e consequentemente um pescoço recto, com diminuição de mobilidade.

2.2. Revisão de modelos existentes da coluna vertebral

O aparecimento de modelos da coluna vertebral registou-se em 1950 com o objectivo de explicar determinados sintomas e lesões na coluna vertebral de pilotos da Força Aérea [17].

Hoje em dia vários modelos relacionados com a coluna vertebral são usados para investigar a origem de patologias da coluna vertebral e descrever os seus movimentos. Esses modelos podem ser categorizados em 5 tipos de modelos [18]:

1. Coluna vertebral;
2. Corpo vertebral;
3. Coluna lombar;
4. Coluna cervical;
5. Disco intervertebral.

Por outro lado, os modelos estáticos da coluna vertebral podem ser classificados segundo o tipo de análise em dois grupos: Antropométricos e Mecânicos [17].

Nos modelos mais antigos, a coluna vertebral era simplesmente reduzida a um ou três elementos, que representavam, respectivamente, a coluna vertebral como um todo ou como as três secções da coluna vertebral. Outros modelos equiparavam a coluna vertebral a um arco ou a uma configuração Massa-Mola.

Nos modelos mais recentes utiliza-se o método de elementos finitos para, por exemplo, se estudarem os deslocamentos vertebrais devido a forças exercidas [18].

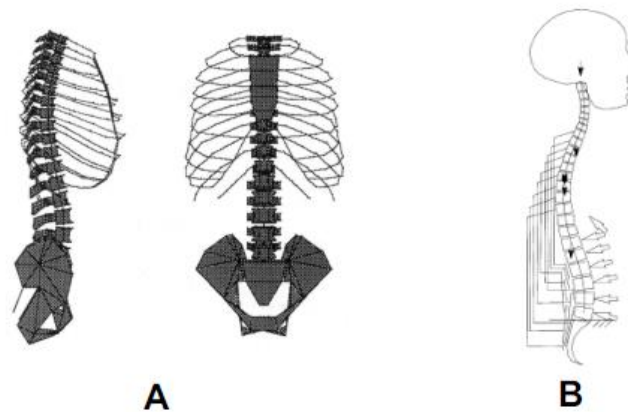


Figura 2.15- Exemplos de modelos da coluna vertebral: A) Coluna vertebral, caixa torácica e pélvis para a investigação de forças e deslocamentos. B) Modelo 2D da coluna como um arco [18].

Os modelos de corpo vertebral são modelos mais complexos que estudam o comportamento vertebral sob tensão. Neste tipo de modelos é usado o método de elementos finitos, em que cada vértebra é modelada em 3D com geometria detalhada [18].

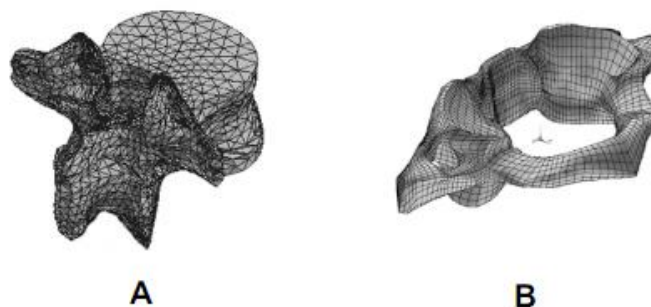


Figura 2.16- Exemplos de modelos de elementos finitos de A) Vértebra lombar e do B) Atlas [18].

Nos modelos da coluna lombar têm-se estudado a biomecânica, o movimento, e a estabilidade da secção lombar sob várias tensões, com o objectivo de investigar as causas e o tratamento da dor de costas. Estes estudos têm dado relevância à prevenção de lesões vertebrais em trabalhadores que exercem um trabalho esforçado.

Nos modelos da coluna cervical têm-se estudado a relação entre o comportamento da região cervical e as lesões da medula espinhal. Panjabi et al. realizaram simulações de acidente automóvel para estudar as lesões nos discos e ligamentos da coluna cervical [18].

Nos modelos de disco intervertebral estuda-se o comportamento dos discos intervertebrais sob várias tensões. Alguns estudos mostraram que numa compressão simples as superfícies vertebrais fracturam primeiro que o anel fibroso.

Para além de se usarem modelos com objectivo de alargar o conhecimento sobre o funcionamento da coluna vertebral, também se utilizam modelos para simular as diferentes condições da coluna vertebral e os seus tratamentos, que são necessários no desenho e análise de novos instrumentos e dispositivos médicos [18].

Neste trabalho vai-se abordar o desenvolvimento de um modelo elástico (constituído por massas e molas) que tenta representar na sua globalidade a coluna vertebral. De seguida apresentam-se alguns conceitos importantes a serem introduzidos quando se utiliza um sistema Massa-Mola.

2.3. O sistema Massa-Mola

O oscilador harmónico simples é o sistema mais básico do oscilador harmónico, sendo constituído por uma massa m presa a uma mola cuja constante elástica é k , como ilustra a figura 2.17.

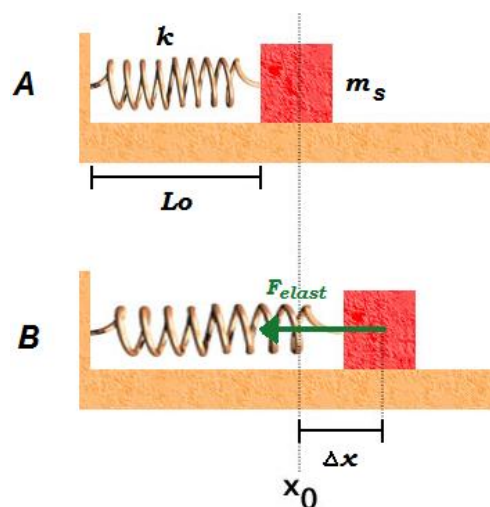


Figura 2.17 - Oscilador harmónico simples em A) repouso e B) sujeito a um deslocamento Δx [19].

As grandezas principais deste sistema são [20]:

- Constante elástica da mola (k): Quantifica a rigidez da mola e é responsável pelo armazenamento da energia potencial (ou de deformação do sistema). Unidades no

$$\text{S.I.: } \frac{N}{m};$$

- Comprimento natural da mola (L_0): Comprimento da mola quando não é submetida a nenhuma força;
- Alongamento da mola (Δx): Deslocamento da mola em relação ao comprimento de repouso;

Se a massa do sistema for puxada a partir da posição de repouso x_0 , então a mola exerce uma força elástica restauradora que é dada pela Lei de Hooke [21]:

$$F_{elast} = -k \cdot \Delta x$$

A energia potencial associada a esta força é:

$$E_{elast} = \frac{1}{2} k \Delta x^2$$

Outro tipo de sistema mecânico encontrado comumente é aquele em que há interação entre vários osciladores [21]. Por exemplo, o sistema ilustrado na figura 2.18 diz respeito a um sistema de dois osciladores (ou massas) e três molas. Desprezando as forças de atrito e da gravidade, as únicas forças aplicadas ao sistema são as forças elásticas.

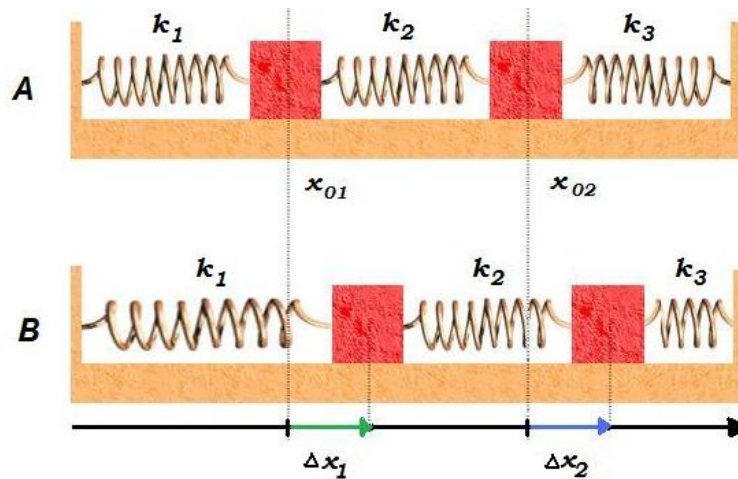


Figura 2.18– Acoplamento de dois osciladores harmônicos em A) repouso e B) sujeitos a deslocamentos [19].

Se as massas do sistema forem deslocadas, como indica o esquema anterior, então a mola k_1 exerce uma força elástica restauradora igual a $F_{k_1} = -k_1 \Delta x_1$.

Já para a mola k_2 , o processo exige uma abordagem mais cuidada, pois o deslocamento da mola k_2 , em relação ao comprimento de repouso, não depende só do deslocamento da massa 1 como também depende do deslocamento da massa 2. Verificamos que a mola k_2 exerce uma força elástica restauradora igual a: $F_{k_2} = -k_2(\Delta x_1 - \Delta x_2)$ [20].

Por fim, a mola k_3 exerce uma força elástica restauradora igual a $F_{k_3} = -k_3\Delta x_2$.

A energia potencial elástica total deste sistema é assim dada por:

$$E_{elast} = \frac{1}{2}k_1\Delta x_1^2 + \frac{1}{2}k_2(\Delta x_1 - \Delta x_2)^2 + \frac{1}{2}k_3\Delta x_2^2$$

Como $\Delta x_1 - \Delta x_2$ corresponde à deformação linear da mola 2 (Δl_2) relativamente ao seu comprimento de repouso, podemos reescrever a equação anterior:

$$E_{elast} = \frac{1}{2}k_1\Delta l_1^2 + \frac{1}{2}k_2\Delta l_2^2 + \frac{1}{2}k_3\Delta l_3^2$$

Genericamente, a energia potencial elástica total de um sistema de n molas é:

$$E_{elast} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{2}k_i\Delta l_i^2$$

Em que k_i é a constante elástica da mola i e Δl_i é o deslocamento da mola i face ao seu comprimento de repouso.

2.4. Modelação de objectos em Matlab

A representação de objectos a três dimensões pode ser feita em Matlab através de dois métodos relativamente simples: Geometria Sólida Construtiva (*Constructive Solid Geometry*) e Descrição de Superfícies (*Description of surfaces*) [22]. Neste trabalho utilizaram-se ambos os métodos: o primeiro para criar as formas geométricas que representavam as vértebras da coluna vertebral, e o segundo para dimensionar, rodar, posicionar e combinar as mesmas. De seguida apresentam-se, resumidamente, os dois métodos referidos e as funções utilizadas de cada um na construção da coluna vertebral.

- Geometria Sólida Construtiva (*Construtive Solid Geometry - CSG*):

Este método permite representar cada sólido geométrico (cubo, cilindro ou esfera) como um campo escalar 3D que pode ser submetido a várias operações de: união, intersecção e subtracção com outros campos escalares (outros objectos). Depois o objecto resultante é convertido em superfícies. Posteriormente, o objecto pode ser dimensionado, deslocado, rodado e combinado através do método de *Descrição de Superfícies*.

O código CSG foi empacotado em várias funções Matlab, de modo a poder ser usado de uma forma natural. As funções utilizadas foram:

- *CSGcube*($X_c, Y_c, Z_c, tamanho, res$) – Gera um cubo de centro (X_c, Y_c, Z_c), de lado igual a $2 \times tamanho$, na região de $z = -1$ a $z = 1$, e de resolução res .
- *CSGcylinder*($X_c, Y_c, Z_c, r, axis, res$) – Gera um cilindro de centro (X_c, Y_c, Z_c) e raio r , delimitado de -1 a $+1$ e orientado segundo o eixo $axis$ (que é uma das strings 'x', 'y', 'z'), e com uma resolução res .
- *CSGsphere*(X_c, Y_c, Z_c, r, res) – Gera uma esfera de centro (X_c, Y_c, Z_c) e raio r , delimitada na região de -1 a $+1$, e com uma resolução res .
- *CSGunion*(*Campo1*, *Campo2*) – Gera um campo que contém todos os pontos dos campos *Campo1* e *Campo2*.
- *CSGintersection*(*Campo1*, *Campo2*) – Gera um campo que é comum aos dois campos.
- *CSGtoSurface*(*Campo*, res) – Converte o campo para uma superfície de resolução res . Esta superfície pode ser sujeita a diversas operações geométricas, tais como: translação, rotação e escalamento.

- Descrição de Superfícies (*Description of surfaces*):

Este método traduz cada sólido geométrico (cubo, cilindro ou esfera) numa estrutura Matlab. Depois podem ser feitas transformações geométricas sobre a estrutura, tais como: translação, rotação e escalamento.

O código foi empacotado novamente em várias funções Matlab, de modo a poder ser usado de uma forma natural. As funções utilizadas foram:

- *scale(obj, Xscale, Yscale, Zscale)* – Dimensiona o objecto *obj* a *Xscale*, *Yscale*, *Zscale*.
- *translate(obj, X, Y, Z)* – Faz a translação (*X*, *Y*, *Z*) no objecto *obj*.
- *rotateX(obj, ang)* – Roda o objecto *obj* segundo um ângulo *ang* em relação ao eixo dos *x*.
- *rotateY(obj, ang)* – Roda o objecto *obj* segundo um ângulo *ang* em relação ao eixo dos *y*.
- *rotateZ(obj, ang)* – Roda o objecto *obj* segundo um ângulo *ang* em relação ao eixo dos *z*.
- *combine(obj1, obj2,...)* – Combina os objectos *obj1*, *obj2*,... em apenas um objecto composto.
- *renderpatch(scene)* – Converte a estrutura Matlab do objecto composto num polígono sombreado.
- *UnitTorus(r, res)* – Gera um toro (figura 2.19) de raio transversal *r* e resolução *res*.

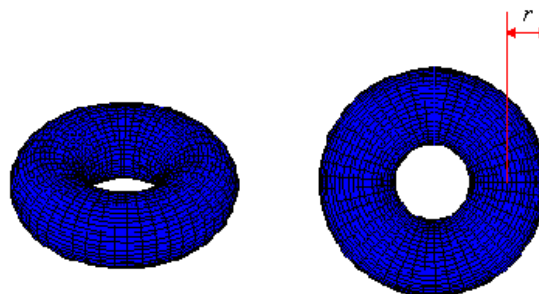


Figura 2.19- Exemplo de um toro de raio transversal *r*.

CAPÍTULO III - DESENVOLVIMENTO DO MODELO MATEMÁTICO DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral projectada no plano sagital (vista de perfil) não é alinhada em linha recta, apresentando quatro curvaturas fisiológicas, já referidas anteriormente, em que os corpos vertebrais constituintes possuem diferentes inclinações. Deste modo, houve necessidade de criar um modelo que estimasse as posições e inclinações reais das vértebras ao longo da coluna vertebral conhecendo apenas as posições dos vértices das apófises espinhosas, medidas por um aparelho não invasivo, o *Métrica Vertebral*.

O modelo matemático da coluna vertebral foi desenvolvido admitindo que a coluna vertebral pode ser representada por um sistema de massas e molas interligadas entre si, em que as massas correspondem aos corpos vertebrais e as molas correspondem aos discos intervertebrais, como é esquematizado na figura 3.1.

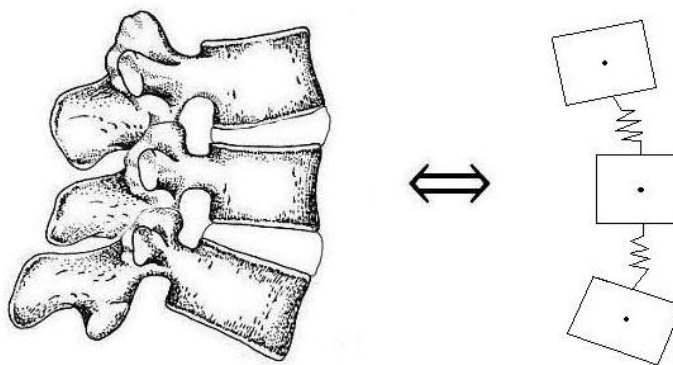


Figura 3.1- Aproximação da coluna vertebral a um sistema de massas e molas.

O princípio básico deste modelo considera que os corpos vertebrais tomem inclinações ao longo da coluna vertebral que fazem com que esta possua uma menor energia elástica total. Deste modo, as inclinações dos corpos vertebrais de qualquer coluna dita saudável podem ser determinadas ao minimizar a energia elástica total do sistema.

Neste capítulo vamos começar por apresentar algumas considerações feitas no modelo matemático da coluna vertebral. Depois iremos abordar os parâmetros requeridos ao modelo, explicando a sua origem ou a sua dedução. Por fim apresenta-se uma explicação minuciosa dos passos envolvidos na construção do modelo.

3.1. Considerações no modelo matemático

A vértebra C1 (atlas) encontra-se encaixada no dente da vértebra C2 (áxis) sem a presença de disco intervertebral (ver figura 3.2). Deste modo, o movimento da primeira vértebra é condicionado directamente pelo movimento da segunda, isto é, se o áxis se movimentar numa direcção é provável que o atlas também se movimente de igual forma. Assim considerou-se que estas duas vértebras formam um único corpo rígido.

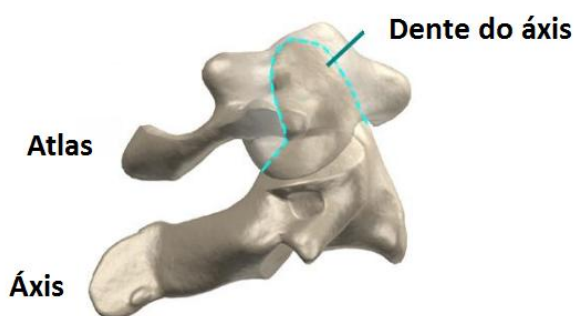


Figura 3.2- Atlas encaixado no Áxis.

Desta forma, não haverá necessidade de estimar a constante elástica da mola entre C1 e C2, porque esta não existe. Também não haverá necessidade de estimar a inclinação de C1 através do modelo matemático, pois esta depende da inclinação de C2, que já vai ser estimada. Definiu-se que a inclinação de C1 é sempre a mesma em relação a C2, e igual a 8° (ângulo medido a partir de um modelo anatómico da coluna vertebral apresentado mais à frente).

Na elaboração do modelo teve-se em atenção uma consideração feita no desenvolvimento do instrumento de medição semi-automática. Para alguns indivíduos, os vértices das apófises das vértebras C1 e C2 encontram-se numa zona de elevada intensidade capilar, sendo impossível distinguir o laser na pele. Por isso estabeleceu-se que o aparelho

apenas medisse 23 apófises espinhosas ao todo, correspondentes às vértebras de C3 a S1, sendo que o centro da vértebra C2 teve de ser estimado a partir do centro de C3.

Por convenção utilizou-se a nomenclatura apresentada na figura 3.3 para cada massa e mola do sistema. Como se verifica, vai-se considerar que a primeira massa do sistema v_1 corresponde à segunda vértebra cervical C2 e a última massa do sistema v_{24} corresponde à primeira vértebra sagrada S1. Por outro lado, considera-se que a primeira mola do sistema d_1 corresponde ao disco intervertebral entre as vértebras C2 e C3 e a última mola do sistema d_{23} corresponde ao disco intervertebral entre as vértebras L5 e S1.

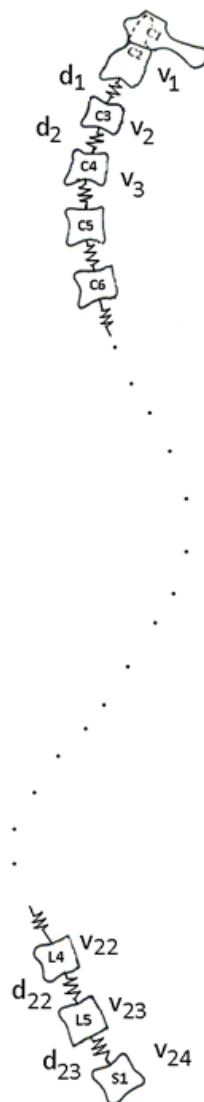


Figura 3.3- Nomenclatura utilizada no sistema massas + molas, em que v_1 corresponde à 2ª vértebra cervical (C2) e v_{24} corresponde à 1ª vértebra sagrada (S1).

3.2. Parâmetros requeridos no modelo

Normalmente quando se trabalha com um sistema de massas e molas é necessário caracterizar determinados parâmetros inerentes ao sistema, tais como as constantes elásticas das molas e as massas do sistema.

Neste estudo não houve necessidade de caracterizar as massas dos corpos vertebrais, pois o princípio de minimização de energia elástica, utilizado no modelo, não depende directa ou indirectamente da massa. No entanto foi necessário caracterizar alguns parâmetros envolvidos directamente no cálculo da minimização de energia elástica do sistema, tais como as constantes elásticas das molas e os parâmetros envolvidos nos cálculos dos comprimentos iniciais e finais das molas. Por outro lado, também foi necessário pesquisar dados relativos ao dimensionamento da coluna vertebral e estimar alguns ângulos e medidas, não referidos na literatura, a partir de um modelo anatómico da coluna vertebral, para se proceder à construção gráfica da coluna vertebral.

3.2.1. Determinação das Constantes Elásticas das molas

Kapandji [11] verificou que um disco intervertebral lombar sofre uma deformação de 1,4 mm quando é carregado com um peso de 100kg_f (força de, aproximadamente, 1000N), como se esquematiza na figura 3.4.

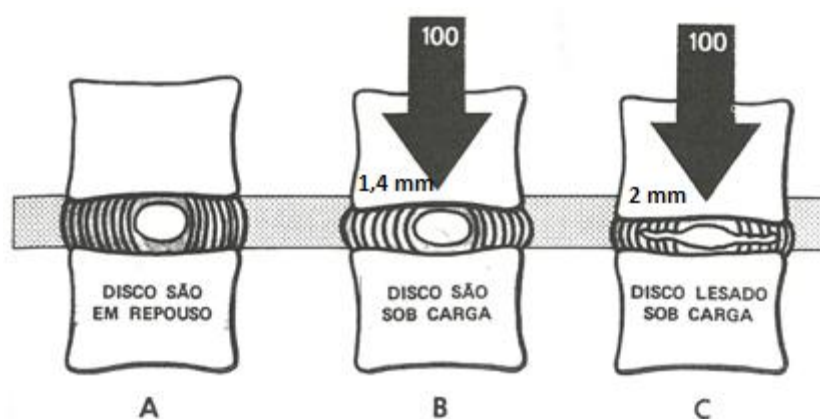


Figura 3.4- Discos B) saudável e C) lesado sob carga [11].

Com base nesta informação e sabendo que o material em todos os discos intervertebrais é o mesmo, então o módulo de Young característico do disco intervertebral é

único, podendo ser estimado, neste caso, se conhecermos a área (A) do disco intervertebral lombar onde a força é aplicada e a espessura inicial do disco (l) :

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A}{\Delta l/l} = \frac{F \cdot l}{\Delta l \cdot A}$$

Panjabi et al. [23] determinaram que a área média da superfície inferior da 4ª vértebra lombar é de, aproximadamente, 1273 mm^2 . Como a área da superfície inferior da vértebra é semelhante à do disco intervertebral adjacente, utilizou-se a referida área para o cálculo do módulo de elasticidade (módulo de Young).

Por outro lado, segundo Kapandji [11], é ao nível da coluna lombar que o disco intervertebral tem uma maior espessura de, aproximadamente, 9 mm.

Assim, com base na informação anterior, pode estimar-se o módulo de Young característico do material dos discos intervertebrais:

$$E = \frac{F \cdot l}{\Delta l \cdot A} = \frac{1000N \cdot 9 \text{ mm}}{1,4 \text{ mm} \cdot 1273 \text{ mm}^2} = 5,05N \cdot \text{mm}^{-2} = 5,05 \times 10^6 N \cdot \text{m}^{-2} = 5,05 \text{ MPa}$$

Vamos por isso considerar que o módulo de Young de todos os discos intervertebrais é de 5,05 MPa. Curiosamente este resultado está próximo do módulo de Young encontrado na literatura [24] para o disco intervertebral de suínos (5,2 MPa).

Para calcular as constantes elásticas características de cada mola a incluir no sistema basta conhecer as áreas transversais (A_i) e as espessuras dos discos intervertebrais (l_i):

$$k_i = E \cdot \frac{A_i}{l_i}$$

As áreas transversais médias obtidas por Panjabi [23,25,26] e as espessuras de disco admitidas por Kapandji [11] estão presentes na tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Espessura de disco intervertebral e área vertebral inferior, segundo Kapandji e Panjabi, respectivamente. (ED- Espessura do Disco, API- Área do Prato Inferior da vértebra)

Vértebra	C2	C3	C4	C5	C6	C7	T1	T2	T3	T4	T5
ED ^[11] (mm)	3	3	3	3	3	3	5	5	5	5	5
API ^[23,25,26] (mm ²)	194	191	199	246	290	280	376	400	412	444	495

T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5
5	5	5	5	5	5	5	9	9	9	9	9
552	603	664	754	834	945	1024	1117	1197	1290	1273	1218

Utilizaram-se estas medidas como referência para o cálculo das constantes elásticas características das molas a utilizar no modelo. As constantes elásticas calculadas estão presentes na tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Constantes elásticas obtidas para as molas a incluir no modelo.

Mola j	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
kj (N/mm)	327	322	335	414	488	471	380	404	416	448	500

12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
558	609	671	762	842	954	1034	627	672	724	714	683

Verifica-se que a rigidez das molas aumenta, no geral, ao longo da coluna vertebral, o que pode estar relacionado com o facto do peso suportado pela coluna também aumentar.

3.2.2. Dimensionamento da Coluna Vertebral

Panjabi et al. [23,25,26] realizaram estudos sobre a geometria das várias vértebras ao longo da coluna vertebral (de C2 a L5), com base em 276 vértebras de 12 cadáveres caucasianos. Nas figuras 1, 2 e 3 do Apêndice B encontram-se os esquemas das vértebras medidas, evidenciando os parâmetros determinados nestes estudos que foram utilizados no presente modelo e na representação gráfica da coluna vertebral. A nomenclatura utilizada está explícita na tabela 1 do Apêndice B.

Para além dos parâmetros pesquisados, foi necessário estimar outros, não referidos na literatura, tais como: a inclinação da apófise espinhosa, ou seja, o ângulo que a apófise faz com o corpo vertebral (IA); a largura da apófise espinhosa (LA); a altura da apófise espinhosa (AA); e a profundidade da apófise espinhosa (PA). Estes parâmetros estão representados na figura 3.5.

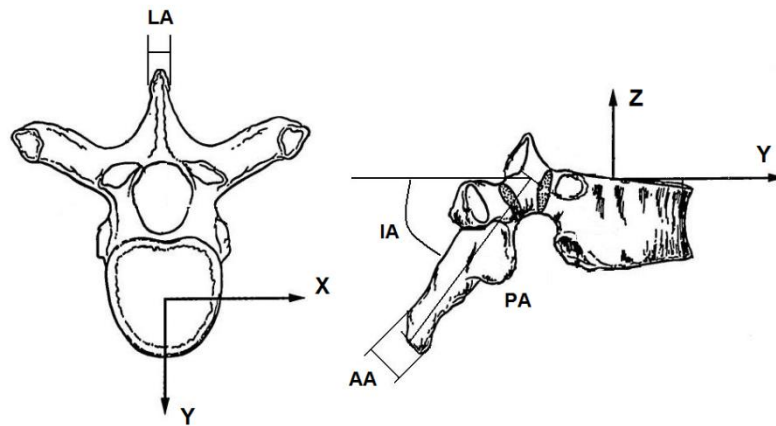


Figura 3.5- Parâmetros estimados a partir do modelo anatômico da coluna vertebral.

Os parâmetros referidos na figura 3.5 foram medidos em todas as vértebras de um modelo anatômico da coluna vertebral fornecido pela *LORDANDI S.L.*, como o que se apresenta na figura 3.6.



Figura 3.6- Modelo Anatômico da Coluna Vertebral (para estimar os parâmetros referidos na Figura 3.5).

É de referir que houve alguma dificuldade a medir as inclinações das apófises, pois por vezes não foi fácil estabelecer a linha no corpo vertebral correspondente a uma inclinação nula e a linha de inclinação da apófise (figura 3.7).

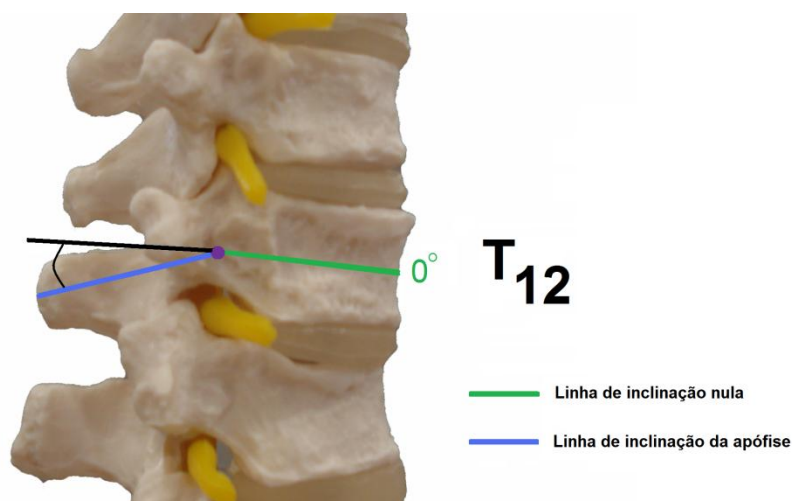


Figura 3.7- Exemplo de medição da inclinação da apófise espinhosa de uma vértebra (T12).

De seguida, algumas destas medidas foram ajustadas adequadamente de acordo com imagens reais de um exame de TAC de um indivíduo sem patologia associada, fornecido pela Dr^a Cláudia Quaresma.

Na tabela 1 do Apêndice C apresenta-se todo o dimensionamento vertebral utilizado para a construção gráfica. Nesta tabela incluíram-se os valores médios dos parâmetros obtidos por Panjabi em conjunto com os valores medidos através do modelo anatómico da coluna vertebral.

3.3. Construção do modelo matemático da coluna vertebral

O modelo matemático da coluna vertebral foi construído admitindo que a disposição real da coluna vertebral em pé (centros e inclinações reais dos corpos vertebrais) está próxima de uma disposição para a qual as molas do sistema possuem os menores comprimentos possíveis. Estes comprimentos não podem ser denominados de comprimentos de repouso das molas, uma vez que, em pé, a coluna vertebral considerada saudável já se encontra comprimida, por isso vai-se designá-los de comprimentos iniciais das molas.

Se se imaginar duas vértebras de centros geométricos conhecidos, como se apresenta na figura 3.8, verifica-se facilmente que a disposição dos corpos que faz com que o comprimento da mola seja menor é a representada na figura 3.8 (a), pois no outro caso, a mola está mais distendida.

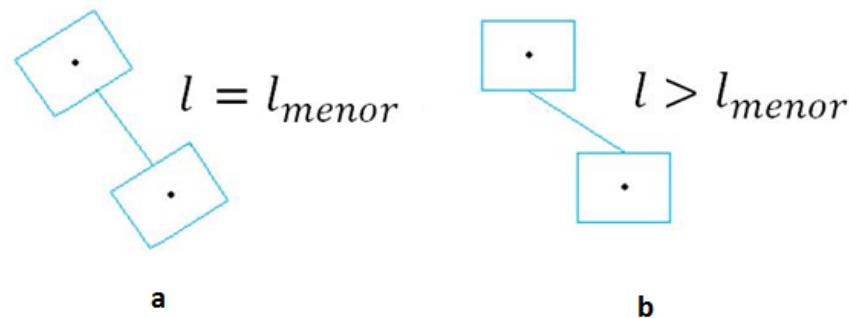


Figura 3.8- Disposição dos corpos para a) menor comprimento da mola e b) maior comprimento da mola.

Assim designou-se “Posição inicial do sistema” à posição da coluna para a qual as molas do sistema apresentam menores comprimentos; e “Posição final do sistema” à posição real da coluna vertebral, como se esquematiza na figura 3.9.

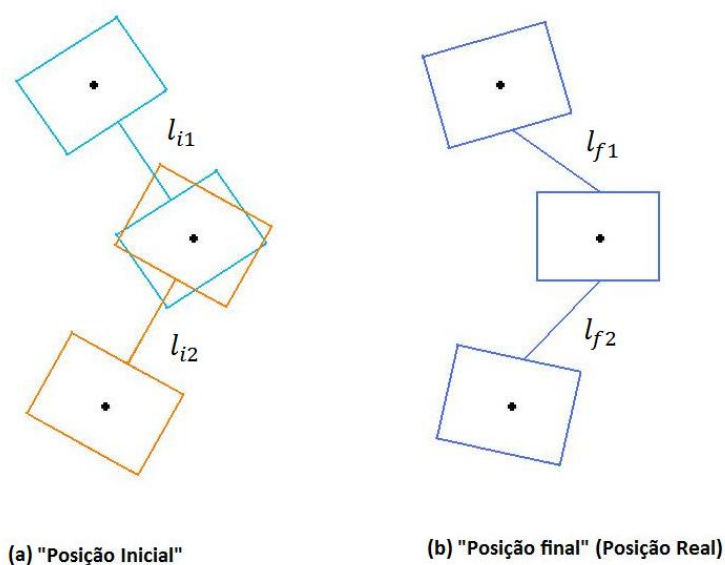


Figura 3.9 - Posições A) Inicial e B) Final da Coluna Vertebral.

A construção do modelo matemático da coluna vertebral compreende então duas etapas importantes. A primeira etapa refere-se à determinação dos centros geométricos dos corpos vertebrais numa fase inicial, e a segunda etapa consiste na determinação dos centros geométricos e inclinações dos corpos vertebrais numa fase final. É na segunda etapa que vão ser encontradas as posições e inclinações reais dos corpos vertebrais correspondentes aos

dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*. Este é o objectivo principal para se proceder à representação gráfica da coluna vertebral.

3.3.1. Determinação dos centros geométricos iniciais

Os dados recolhidos pelo aparelho de medição utilizado, o *Métrica Vertebral*, dizem respeito às coordenadas tridimensionais da posição das vinte e três apófises espinhosas da coluna vertebral (de C3 a S1). Para estimar os centros vertebrais iniciais a partir dessas coordenadas vai ser admitida uma hipótese:

- **Hipótese 1:** As distâncias entre os centros dos corpos vertebrais para um dado indivíduo mantêm-se proporcionais às *distâncias centro-centro* médias encontradas em indivíduos saudáveis de acordo com a altura da coluna.

Assim a determinação dos centros vertebrais iniciais envolve dois passos, que se apresentam de seguida.

1) Determinação da curva de posição dos centros vertebrais

Admitindo que o ângulo entre a linha que une os vértices das apófises e a linha que une o vértice da apófise ao centro vertebral de cada par de vértebras, representado a verde na figura 3.10, é sempre igual ao ângulo feito no indivíduo saudável encontrado na literatura e que a distância da apófise ao centro, representada a laranja na mesma figura, também se mantém, então é possível encontrar um conjunto de pontos. Apesar de estes pontos não corresponderem necessariamente aos centros vertebrais iniciais, por isso se adoptou a designação de pseudo centros iniciais, eles permitem determinar a curva onde se vão encontrar os centros vertebrais iniciais com elevada probabilidade.

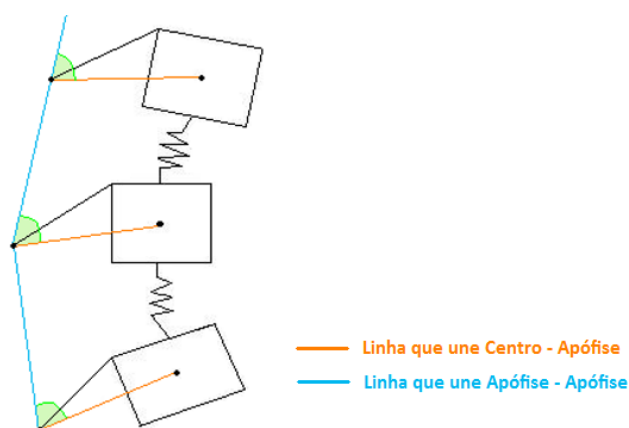


Figura 3.10- Método utilizado para determinar os pseudo centros iniciais.

Os pseudo centros iniciais foram calculados para um indivíduo ao acaso da base de dados, e estão representados na figura 3.11.

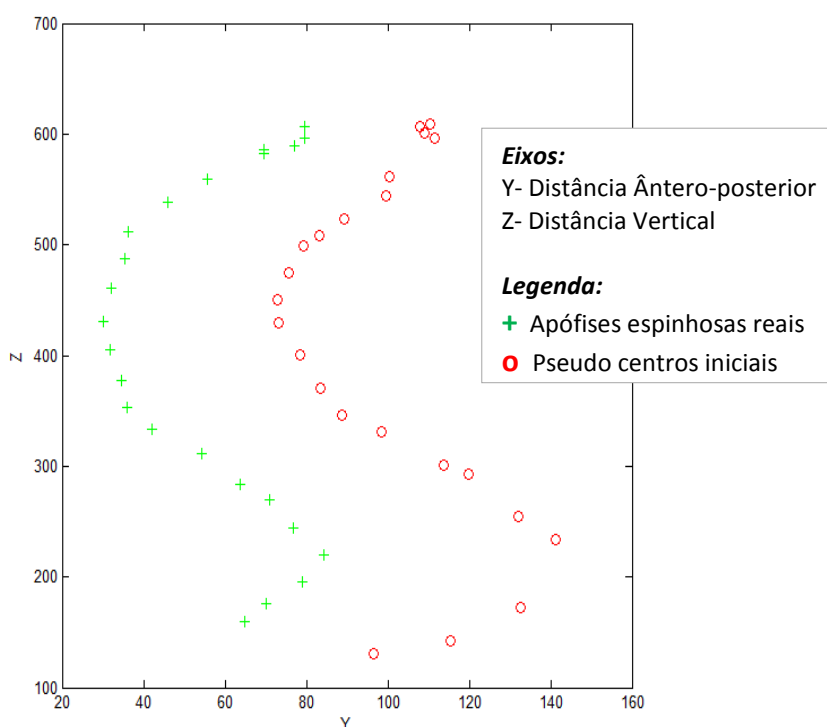


Figura 3.11- Apófises espinhosas reais e pseudo centros iniciais estimados – indivíduo Nº 6 da base de dados.

Observando a forma traçada pelo conjunto de pseudo centros estimados, constata-se facilmente a existência de pelo menos duas curvaturas (torácica e lombar), pelo que o polinómio que aproxima este conjunto de pontos é no mínimo de 3º grau.

De modo a avaliar se existia um polinómio ainda mais próximo do conjunto de pontos estimados anteriormente, calculou-se o coeficiente de determinação ajustado (\bar{R}^2) para os

Modelo Matemático da Coluna Vertebral

graus seguintes (4º e 5º). Lembra-se que o coeficiente de determinação ajustado é uma medida de qualidade do polinómio em relação à sua habilidade de estimar correctamente os valores da variável resposta e que tem em conta o número de termos do polinómio. Os resultados encontram-se na tabela 3.3.

Tabela 3.3- Coeficientes de determinação ajustados para os 3º, 4º e 5º graus de polinómio.

Grau do Polinómio	\bar{R}^2
3	0.7707
4	0.9866
5	0.9865

Analisando a tabela, verifica-se que um polinómio de 4º grau representa com mais fidelidade as três curvas fisiológicas da coluna vertebral do que um polinómio de 3º ou 5º grau. Na figura 3.12 apresenta-se a curva de 4º grau estimada.

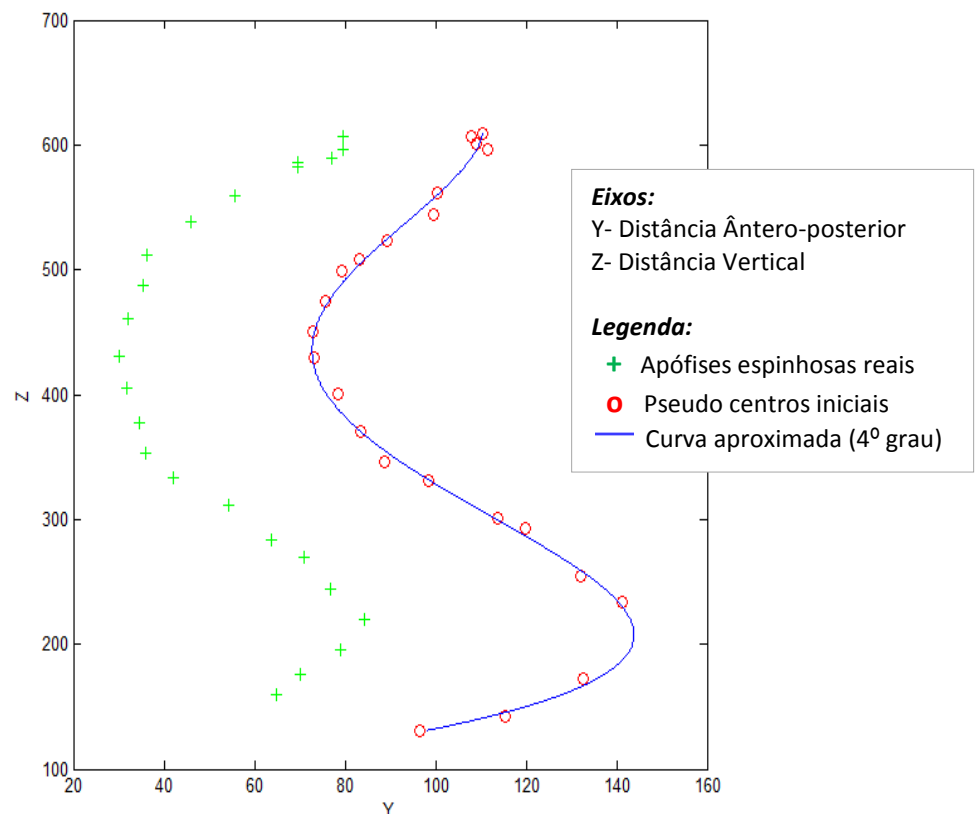


Figura 3.12- Determinação da curva aproximada (4º grau) onde se vão encontrar os centros vertebrais iniciais - indivíduo Nº 6 da base de dados.

É na curva descrita por este polinómio que se encontrarão os centros vertebrais iniciais.

Também se pode verificar que a curva estimada é aproximadamente paralela ao conjunto de apófises, como foi estipulado na hipótese 1.

2) Determinação dos centros vertebrais iniciais sobre a curva estimada

Admitindo que os centros vertebrais encontram-se a distâncias proporcionais às *distâncias centro-centro* médias encontradas em indivíduos saudáveis de acordo com a altura da coluna (hipótese 2), e sabendo que estes se devem encontrar sobre a curva estimada anteriormente, então começou por fixar-se o centro inicial de S1 ao pseudo centro de S1 encontrado anteriormente, como mostra a figura 3.13. Depois determinou-se o centro inicial da vértebra superior (L5), que corresponde ao ponto sobre a curva estimada que está a uma determinada distância de S1, proporcional à *distância centro-centro* entre S1 e L5, encontrada para um indivíduo saudável. Procedeu-se de igual modo para as restantes vértebras e obtiveram-se todos os centros iniciais, representados a marcas circulares verdes na figura 3.13. Note-se que o centro inicial de C2 também foi estimado na continuação da curva determinada.

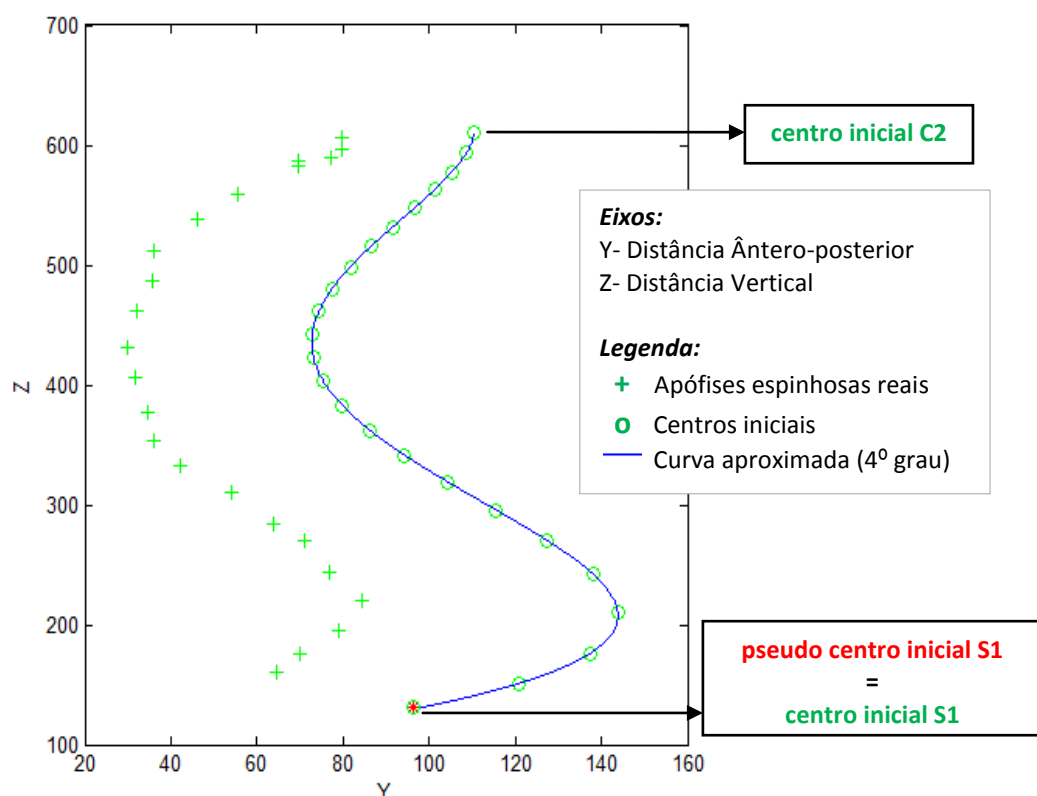


Figura 3.13- Centros vertebrais iniciais de C2 a S1 - indivíduo N° 6 da base de dados.

Estão assim determinados os centros vertebrais iniciais.

Os comprimentos iniciais das molas, representados na figura 3.14, podem ser escritos em função dos centros geométricos iniciais e das alturas dos corpos adjacentes:

$$l_{ij} = \sqrt{[y_{i,j+1}^c - y_{i,j}^c]^2 + [z_{i,j+1}^c - z_{i,j}^c]^2} - \frac{h_j + h_{j+1}}{2}$$

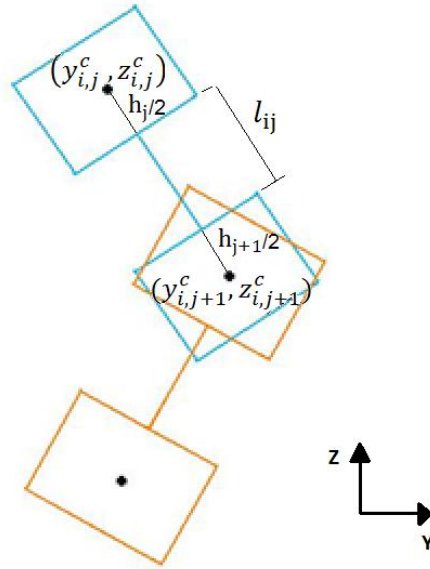


Figura 3.14- Esquema de duas vértebras na posição inicial.

Legenda:

$(y_{i,j}^c, z_{i,j}^c)$ – Coordenadas iniciais do centro do corpo j .

$(y_{i,j+1}^c, z_{i,j+1}^c)$ – Coordenadas iniciais do centro do corpo $j + 1$.

h_j, h_{j+1} – Alturas dos corpos vertebrais j e $j + 1$.

3.3.2. Determinação dos centros geométricos e inclinações finais

Os comprimentos finais das molas do sistema, representados na figura 3.9 (b), podem ser escritos apenas em função das inclinações finais dos corpos vertebrais adjacentes. De seguida apresentam-se os vários passos para chegar a este objectivo.

1º Passo - Escrita do comprimento final da mola j em função dos centros dos pratos vertebrais.

Como podemos observar na figura 3.15, o comprimento final da mola diz respeito à distância entre os pontos centrais dos pratos vertebrais, isto é:

$$l_{fj} = \sqrt{(y'_{j+1} - y'_j)^2 + (z'_{j+1} - z'_j)^2}$$

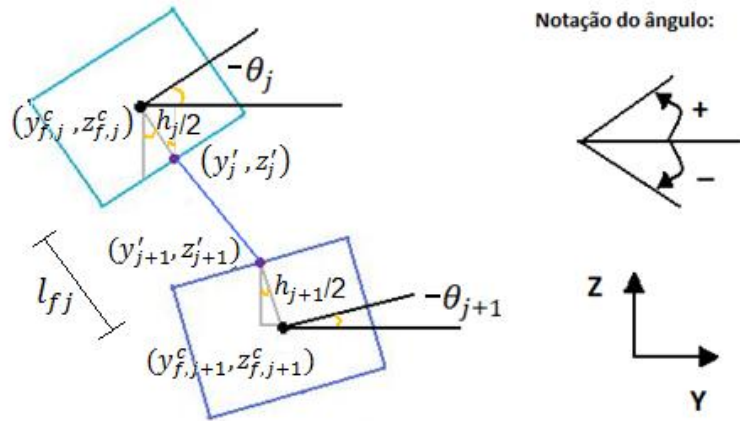


Figura 3.15- Esquema de duas vértebras na posição final. *Nota: A inclinação do corpo vertebral designou-se $-\theta_j$ porque no programa de cálculo utilizado (Maple 13) o que é calculado é o ângulo da linha que une os corpos vertebrais, que é de sinal contrário à inclinação do corpo vertebral.*

Legenda:

- $-\theta_j, -\theta_{j+1}$ – Inclinações dos corpos j e $j + 1$.
- (y'_j, z'_j) – Coordenadas do centro do prato vertebral j .
- (y'_{j+1}, z'_{j+1}) – Coordenadas do centro do prato vertebral $j + 1$.
- $(y_{f,j}^c, z_{f,j}^c)$ – Coordenadas finais do centro do corpo j .
- $(y_{f,j+1}^c, z_{f,j+1}^c)$ – Coordenadas finais do centro do corpo $j + 1$.
- h_j, h_{j+1} – Alturas dos corpos vertebrais j e $j + 1$.

2º Passo - Escrita do comprimento final da mola j em função dos centros geométricos e inclinações vertebrais finais.

$$l_{fj} = \sqrt{\left[\left(y_{f,j+1}^c - \sin(-\theta_{j+1}) \cdot \frac{h_{j+1}}{2} \right) - \left(y_{f,j}^c + \sin(-\theta_j) \cdot \frac{h_j}{2} \right) \right]^2 + \left[\left(z_{f,j+1}^c + \cos(-\theta_{j+1}) \cdot \frac{h_{j+1}}{2} \right) - \left(z_{f,j}^c - \cos(-\theta_j) \cdot \frac{h_j}{2} \right) \right]^2}$$

Simplificando a expressão anterior (note-se que $\sin(-\theta) = -\sin(\theta)$ e $\cos(-\theta) = \cos(\theta)$):

$$l_{fj} = \sqrt{\left[\left(y_{f,j+1}^c + \sin \theta_{j+1} \cdot \frac{h_{j+1}}{2} \right) - \left(y_{f,j}^c - \sin \theta_j \cdot \frac{h_j}{2} \right) \right]^2 + \left[\left(z_{f,j+1}^c + \cos \theta_{j+1} \cdot \frac{h_{j+1}}{2} \right) - \left(z_{f,j}^c - \cos \theta_j \cdot \frac{h_j}{2} \right) \right]^2}$$

3º Passo - Escrita do comprimento final da mola j apenas em função das inclinações vertebrais finais.

É possível escrever as coordenadas dos centros vertebrais em função das coordenadas das apófises (que se conhecem), das inclinações dos corpos (que se pretendem determinar) e dos ângulos que a linha que une a apófise ao centro vertebral faz com a horizontal quando a inclinação do corpo é nula (que foram determinados num indivíduo considerado saudável).

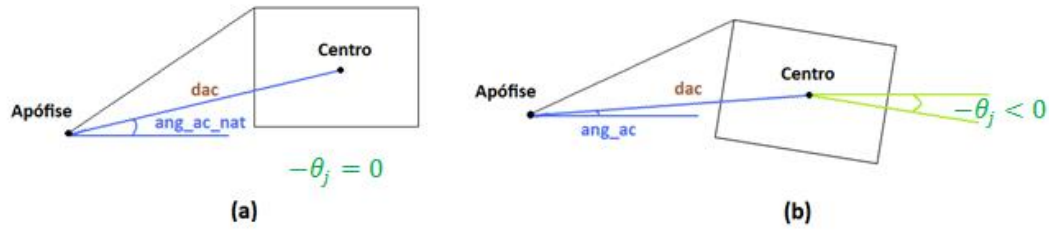


Figura 3.16- Esquema para expressar as coordenadas dos centros vertebrais em função das coordenadas das apófises.

Legenda:

ang_ac_nat - ângulo que a linha que une a apófise ao centro vertebral faz naturalmente com a horizontal quando a inclinação do corpo é nula.

ang_ac - ângulo que a linha que une a apófise ao centro vertebral faz com a horizontal quando a inclinação do corpo é não nula.

$-\theta_j$ - inclinação do corpo vertebral j .

dac - distância da apófise ao centro vertebral.

Observando a figura 3.16, podemos escrever as coordenadas dos centros vertebrais em função das coordenadas das apófises:

$$y^C = y^A + \cos(-\theta_j + ang_ac_nat) \cdot dac$$

$$z^C = z^A + \sin(-\theta_j + ang_ac_nat) \cdot dac$$

Substituindo estas expressões na expressão do comprimento final da mola j :

$$l_{fj} = \left[\left(\left(y_{j+1}^a + \cos(-\theta_{j+1} + ang_ac_nat_{j+1}) \cdot dac_{j+1} + \frac{h_{j+1}}{2} \sin \theta_{j+1} \right) - \left(y_j^a + \cos(-\theta_j + ang_ac_nat_j) \cdot dac_j - \frac{h_j}{2} \sin \theta_j \right) \right)^2 + \left(\left(z_{j+1}^a + \sin(-\theta_{j+1} + ang_ac_nat_{j+1}) \cdot dac_{j+1} + \frac{h_{j+1}}{2} \cos \theta_{j+1} \right) - \left(z_j^a + \sin(-\theta_j + ang_ac_nat_j) \cdot dac_j - \frac{h_j}{2} \cos \theta_j \right) \right)^2 \right]^{1/2}$$

Esta é a expressão mais específica possível para o comprimento final da mola j .

Finalmente, para se determinarem as inclinações finais dos corpos (ou inclinações reais) bastará fazer-se a minimização da energia total elástica do sistema a partir da sua “posição inicial”.

Isto é, em termos de fórmulas, bastará minimizar a soma das energias envolvidas nas deformações elásticas:

$$\text{Minimizar: } \sum_j E_j = \sum_j \frac{1}{2} k_j \cdot \Delta l_j^2 = \sum_j \frac{1}{2} k_j \cdot (l_{fj} - l_{ij})^2$$

Em que k_j corresponde à constante elástica da mola j (determinada no subcapítulo 3.2.1); l_{fj} corresponde ao comprimento final da mola j , que pode ser expresso apenas em função das inclinações vertebrais finais; e l_{ij} corresponde ao comprimento inicial da mola j , que pode ser expresso em função das coordenadas vertebrais iniciais (determinadas no subcapítulo 3.3.1).

Depois de se determinarem as inclinações finais dos corpos vertebrais pela minimização de energia elástica total, os centros vertebrais finais podem ser obtidos pelas expressões determinadas anteriormente:

$$y^C = y^A + \cos(-\theta_j + \text{ang_ac_nat}) \cdot \text{dac}$$

$$z^C = z^A + \sin(-\theta_j + \text{ang_ac_nat}) \cdot \text{dac}$$

CAPITULO IV- MODELAÇÃO GRÁFICA DA COLUNA VERTEBRAL

A análise dos resultados obtidos pelo modelo matemático é mais fácil e eficiente se existir um modelo gráfico que represente esses resultados. Deste modo, desenvolveram-se o modelo gráfico da coluna vertebral e a interface gráfica para o utilizador, onde o modelo gráfico será apresentado.

4.1. Representação gráfica da coluna vertebral

Para se representar graficamente a coluna vertebral, utilizou-se o dimensionamento de toda a coluna vertebral referido anteriormente e, de modo a testar se este dimensionamento foi o correcto, posicionaram-se as várias vértebras em posições médias estimadas na literatura por Ashton-Miller e pelo estudo presente.

Ashton-Miller e Skogland [10] determinaram os centros médios e as inclinações dos corpos vertebrais de T1 a S1, com base no estudo radiológico de um conjunto de 18 indivíduos saudáveis. Os dados obtidos encontram-se na tabela 4.1.

Tabela 4.1- Média (desvio padrão) das coordenadas dos centros geométricos e inclinações dos corpos vertebrais de um conjunto de 18 indivíduos saudáveis [10]. *Nota: Os centros geométricos foram medidos mantendo sempre o centro geométrico de S1 na origem do referencial (0,0).*

Vértebra	Y (mm)	Z (mm)	θ (°) ^a
T1	8 (2.2)	401.3 (1.5)	26.85 (7.75)
T2	0.0	384.7	26.85 (6.12)
T3	-7.7 (1.7)	367.8 (1.1)	24.03 (5.13)
T4	-14.6 (3.3)	350.1 (1.9)	20.03 (4.97)
T5	-20.1 (4.4)	331.1 (3.4)	15.35 (4.33)
T6	-23.6 (4.9)	311.7 (3.3)	9.39 (3.41)
T7	-25.2 (5.9)	291.5 (3.9)	3.82 (3.98)
T8	-24.9 (6.4)	270.7 (4.1)	-2.40 (4.03)

T9	-23.2 (7.5)	249.0 (3.8)	-6.57 (4.54)
T10	-18.6 (8.9)	226.4 (4.0)	-8.95 (5.19)
T11	-13.1 (10.2)	202.5 (3.7)	-11.22 (5.49)
T12	-6.0 (12.2)	177.2 (3.1)	-12.33 (5.76)
L1	2.4 (14.0)	149.9 (3.5)	-13.40 (4.94)
L2	12.2 (15.0)	121.0 (4.0)	-13.43 (4.65)
L3	21.1 (14.5)	89.6 (4.4)	-8.18 (4.42)
L4	25.1 (11.8)	54.6 (4.7)	2.07 (7.57)
L5	19.9 (6.9)	24.8 (4.0)	19.13 (11.00)
S1	0.0	0.0	42.46 (10.57)

θ ($^{\circ}$)^a é o ângulo que a superfície vertebral superior faz com o eixo dos y, que é horizontal; um ângulo positivo indica uma inclinação abaixo da horizontal. Dados de Ashton-Miller e Skogland [16].

Já os centros e inclinações vertebrais de C2 a C7 não foram encontrados na literatura, por isso foram estimados no presente estudo a partir de uma radiografia de um indivíduo sem patologia associada [5] com a escala ajustada, como ilustra a figura 4.1. (Ver método pormenorizado no Apêndice D).

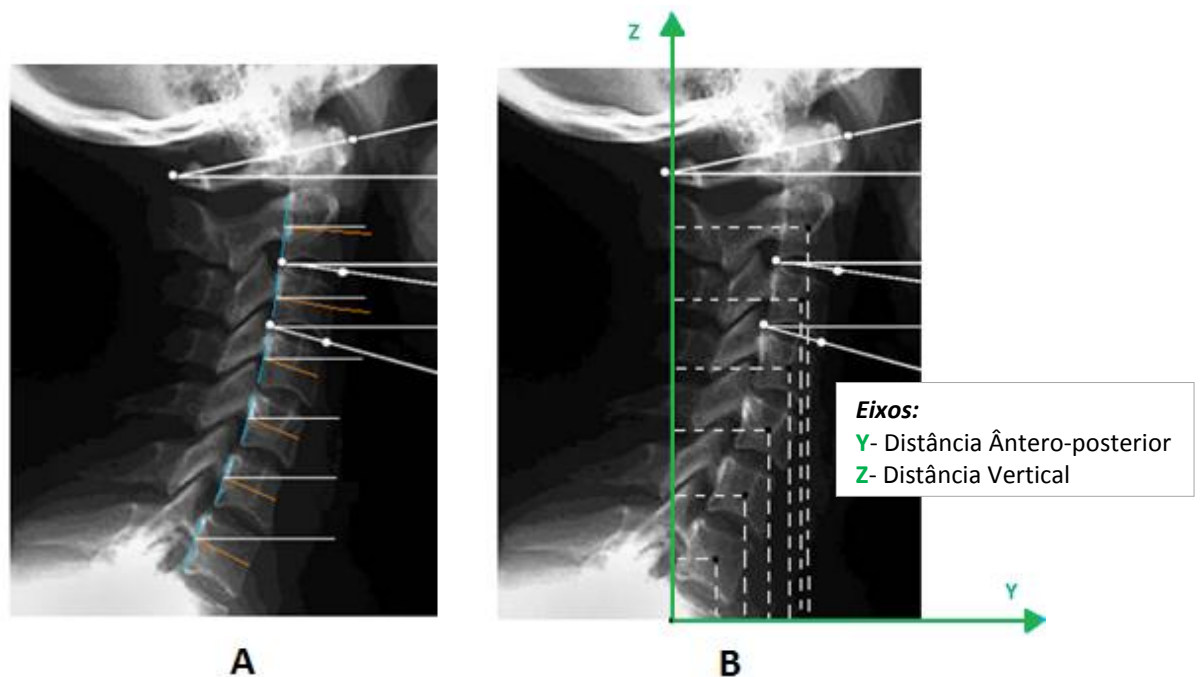


Figura 4.1- Método utilizado para estimar as A) inclinações e B) posições das vértebras cervicais. *Linha azul: linha adjacente à face posterior do corpo vertebral. Linha laranja: linha perpendicular à linha azul. Linha branca: linha horizontal utilizada para medir o ângulo vertebral (ângulo que a linha laranja faz com esta). Nota: A origem do referencial foi colocada no centro geométrico de T1.*

As inclinações vertebrais foram medidas pelo ângulo que a linha laranja faz com a linha branca (figura 4.1 A) e os centros geométricos foram lidos nos eixos Y e Z (figura 4.1 B). Os resultados apresentam-se na tabela 4.2.

Tabela 4.2- Posições e inclinações estimadas para os corpos cervicais.

Vértebra	Y (mm)	Z (mm)	θ (°)
C2	38.1	495.0	8
C3	36.4	477.4	12
C4	32.3	461.5	14
C5	28.1	446.5	19
C6	22.2	431.4	21
C7	15.5	416.4	25

Nota: Um ângulo positivo indica uma inclinação abaixo da horizontal.

Relembra-se que não houve necessidade de estimar o centro geométrico da vértebra C1, pois considerou-se que esta está ligada rigidamente à vértebra C2.

Antes de se proceder à representação gráfica das vértebras da coluna vertebral, foi necessário realizar aproximações geométricas correspondentes aos vários componentes das vértebras.

A vértebra C1 (Atlas) é constituída por um corpo e um tubérculo que foram aproximados, respectivamente, a um toro (“donut”) e a um cilindro de ponta esférica, como ilustra a figura 4.2.

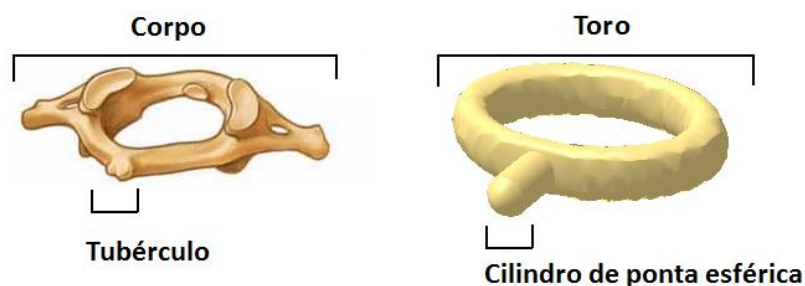


Figura 4.2- Aproximação da primeira vértebra cervical (Atlas).

Já a vértebra C2 (Áxis) é constituída por um corpo vertebral (aproximado a um cilindro), por um dente (também aproximado a um cilindro), e uma parte posterior, que por sua vez é formada pelo pedículo (aproximado a um toro) e pela apófise espinhosa (aproximada a um cilindro de ponta esférica), como ilustra a figura 4.3.

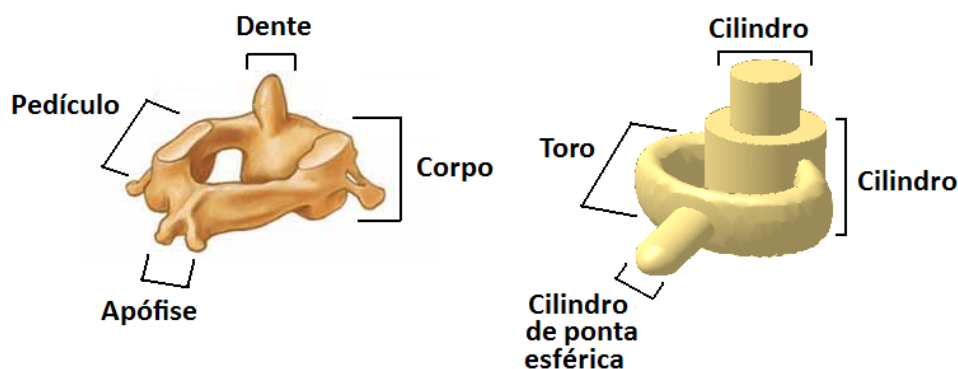


Figura 4.3- Aproximação da segunda vértebra cervical (Áxis).

As restantes vértebras cervicais, as torácicas e as lombares são constituídas por um corpo (aproximado a um cilindro) e uma parte posterior, que por sua vez é formada pelo pedículo (aproximado a um toro) e pela apófise espinhosa (aproximada a um cilindro de ponta esférica), como ilustra a figura 4.4.

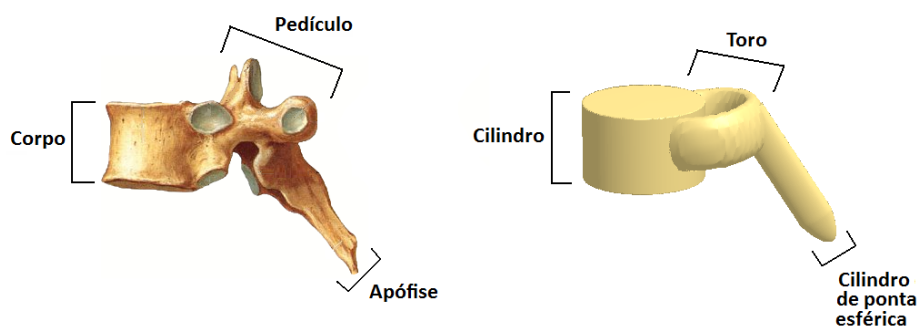


Figura 4.4- Aproximação da sexta vértebra torácica (T6).

Por outro lado, a vértebra S1 é constituída por um corpo (aproximado a um cilindro) e uma apófise espinhosa (aproximada a um cilindro de ponta esférica), como se representa na figura 4.5.

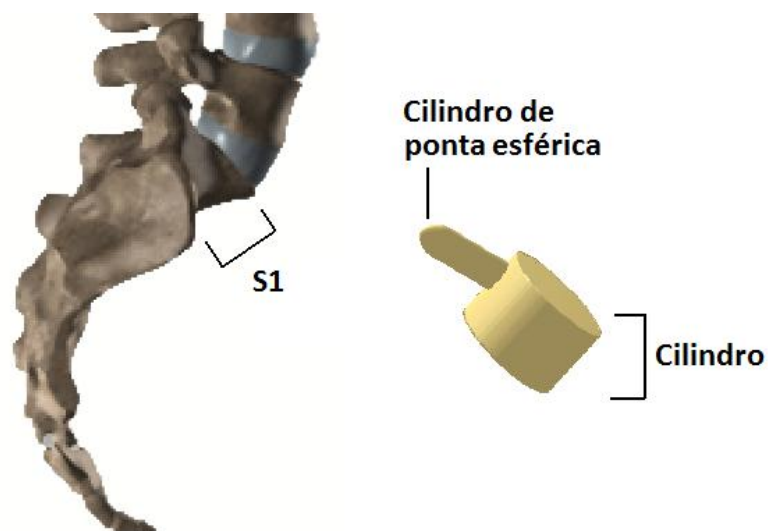


Figura 4.5- Aproximação da primeira vértebra sagrada (S1).

Estas vértebras foram representadas graficamente em ambiente Matlab através dos métodos de modelação gráfica apresentados no subcapítulo 2.4.

Por fim, as vértebras foram posicionadas nos centros vertebrais referidos anteriormente. Na figura 4.6 apresentam-se três perspectivas do resultado obtido.

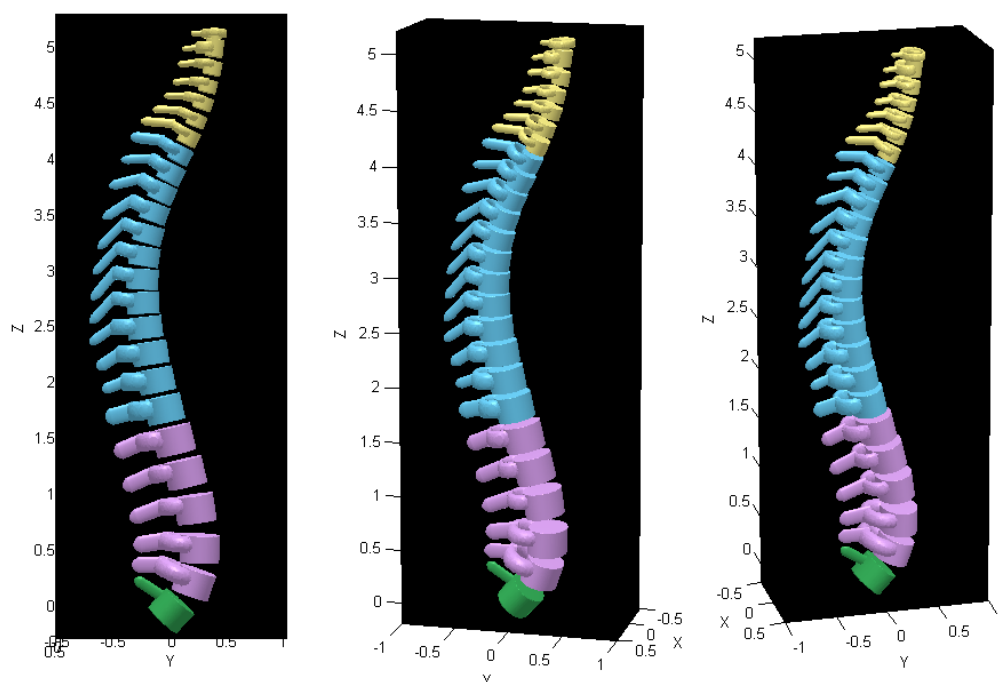


Figura 4.6- Representação gráfica da coluna vertebral sem patologia associada.

Podemos verificar que o dimensionamento e posicionamento vertebrais estabelecidos pelos vários autores e pelo estudo presente foram bastante satisfatórios.

Como Ashton-Miller e Skogland não mediram as coordenadas das apófises para o conjunto de indivíduos utilizado, e vai ser necessário conhecê-las para a “Validação do modelo num indivíduo sem patologia associada”, abordado no próximo capítulo, então determinaram-se essas medidas a partir do modelo gráfico construído em Matlab (utilizando a ferramenta *Data Cursor* da janela do Matlab), como se verifica na figura 4.7.

Note-se que não se determinou a posição da apófise espinhosa da vértebra C2, pois não é relevante conhecê-la para a aplicação do modelo matemático desenvolvido (tabela 4.3).

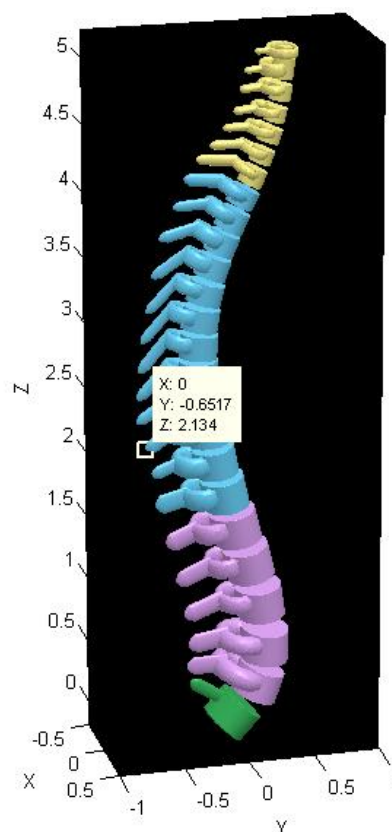


Figura 4.7- Determinação das coordenadas das apófises (de C3 a S1) a partir do modelo gráfico da coluna vertebral. Nota: As coordenadas estão reduzidas a 100 vezes.

Tabela 4.3 - Coordenadas das apófises (de C3 a S1) determinadas a partir do modelo gráfico da coluna vertebral – indivíduo sem patologia associada.

Apófise	Ya (mm)	Za (mm)
C3	5.6	480.8
C4	2.5	462.9
C5	-6.4	452.1
C6	-16.2	439.9
C7	-27.0	431.0
T1	-35.4	418.2
T2	-43.8	397.5
T3	-54.3	374.3
T4	-59.6	345.5
T5	-64.3	319.2
T6	-68.0	296.4
T7	-70.6	275.8
T8	-71.5	254.5
T9	-72.2	235.5
T10	-65.2	213.4
T11	-61.3	195.3
T12	-58.4	171.5
L1	-50.3	139.1
L2	-42.5	108.8
L3	-36.8	81.6
L4	-33.4	57.5
L5	-34.5	41.0
S1	-31.7	28.7

4.2. Desenvolvimento da interface gráfica do Métrica Vertebral

A interface gráfica do *Métrica Vertebral* para o profissional de saúde foi desenvolvida em Matlab utilizando as componentes *GUI* que o software dispõe e foi construída para uma resolução de ecrã de 1366 x 768 pixels, pelo que pode haver ligeiras alterações na apresentação dos componentes da interface para ecrãs com resolução mais baixa.

Os objectivos principais desta interface são permitir a comunicação entre o utilizador e o aparelho, e representar graficamente a coluna vertebral medida. De seguida apresenta-se a interface gráfica construída e a explicação das suas funcionalidades.

A interface gráfica do *Métrica Vertebral* apresenta-se na figura 4.8.

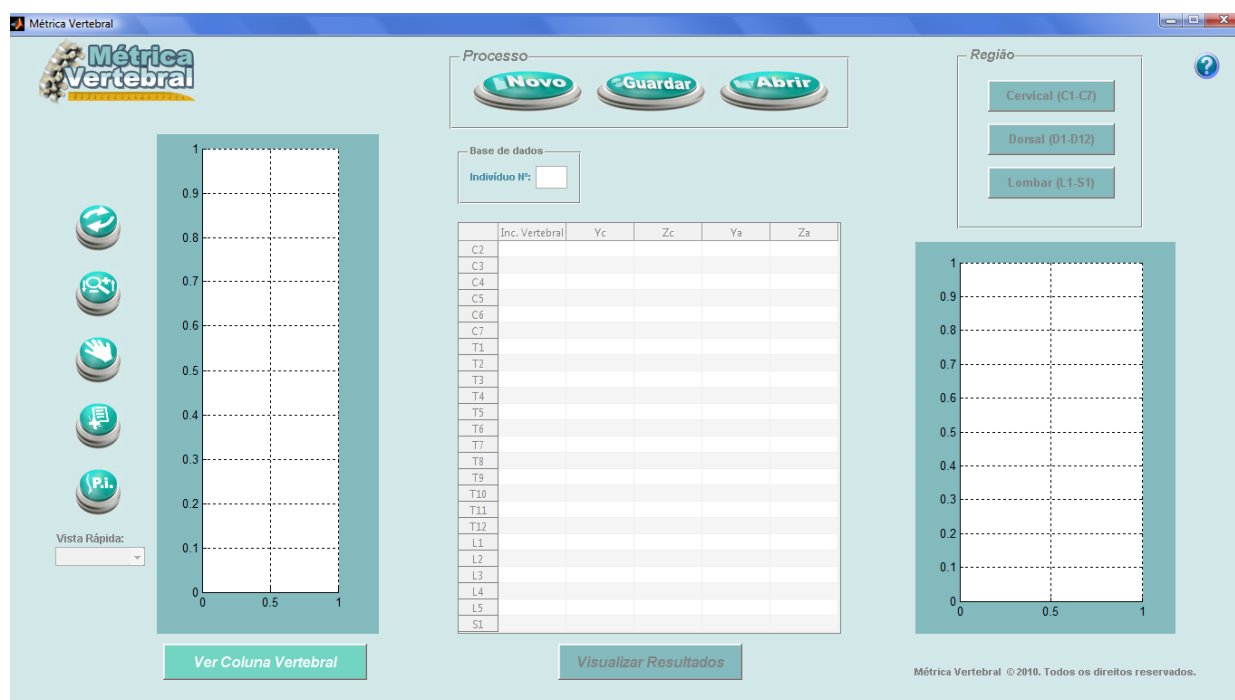


Figura 4.8- Interface gráfica do *Métrica Vertebral*, construída em Matlab.

Como se verifica, existem três áreas principais onde são apresentados os resultados referentes à coluna vertebral medida. A área do lado esquerdo diz respeito à área de representação gráfica da coluna vertebral medida. Na tabela do meio apresentam-se os

dados medidos pelo aparelho (posições das apófises espinhosas - Y_a e Z_a), juntamente com os dados calculados pelo modelo matemático (centros e inclinações vertebrais - Y_c , Z_c , $Inc.Vertebral$). E na área do lado direito é possível visualizar-se cada uma das regiões da coluna vertebral separadamente (cervical, dorsal ou lombar).

A interface gráfica apresentada possui diversas funcionalidades e ferramentas de imagem que podem ser acedidas pelo utilizador ao carregar no botão correspondente.

4.2.1. Funcionalidades da Interface Gráfica

Botão **Novo**:

Permite proceder a uma nova aquisição de dados, seja do paciente medido anteriormente ou seja de um novo paciente. Ao pressionar este botão, surge uma caixa de diálogo que interroga se o utilizador deseja proceder a uma nova aquisição de dados, como mostra a figura 4.9. Se escolher “Sim”, o aparelho realiza uma nova aquisição de dados. Se escolher “Não” ou “Cancelar”, nada acontece.

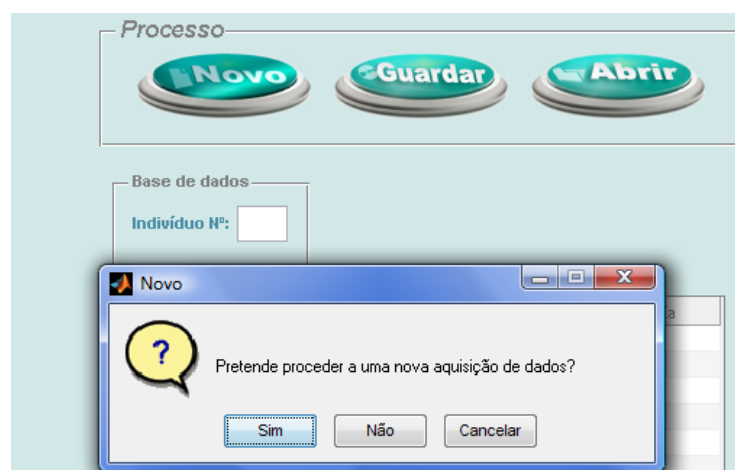


Figura 4.9- Caixa de diálogo ao carregar no botão *Novo*.

Botão *Ver Coluna Vertebral*:

Permite proceder à representação gráfica da coluna vertebral medida. Se o campo de texto “*Indivíduo Nº*” estiver preenchido, faz-se a representação gráfica da coluna vertebral de indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral* mecânico. Caso não se preencha o campo de texto “*Indivíduo Nº*”, ao pressionar o botão *Ver Coluna Vertebral* aparece uma janela para a escolha do ficheiro a carregar, como a representada na figura 4.10.

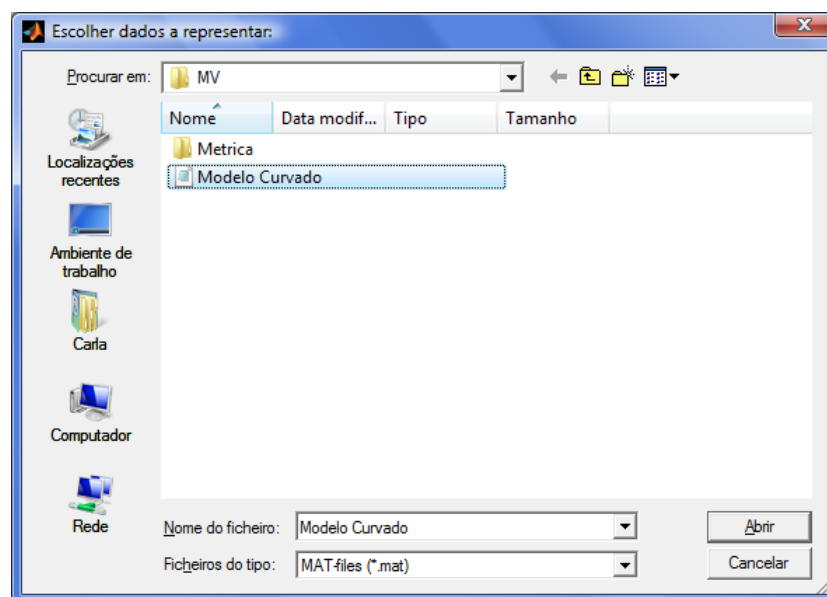


Figura 4.10- Janela de escolha do ficheiro a carregar.

Depois de se escolher o ficheiro que contém os dados medidos pelo *Métrica Vertebral* automático, é aplicado o modelo matemático e é efectuada a representação gráfica dos resultados.

Botão *Guardar*:

Permite guardar a representação gráfica numa imagem de formato *TIFF*, e os dados obtidos juntamente com eventuais comentários e/ ou diagnósticos numa folha de cálculo. Estes dados ficam guardados numa directoria identificada com o *Número de Processo* do paciente e de acordo com a data de aquisição.

Ao carregar neste botão, aparece primeiramente uma caixa de entrada onde o utilizador deve inserir o *Número de Processo* do paciente, como está esquematizado na figura 4.13.

Depois surge uma caixa de diálogo que interroga se o utilizador pretende adicionar comentários à coluna medida. Se seleccionar “Sim”, surge uma nova janela, onde o utilizador pode inserir comentários e diagnósticos, e seguidamente os dados são guardados na directoria associada ao *Número de Processo* inserido. Se seleccionar “Não”, os dados são apenas guardados sem comentários.

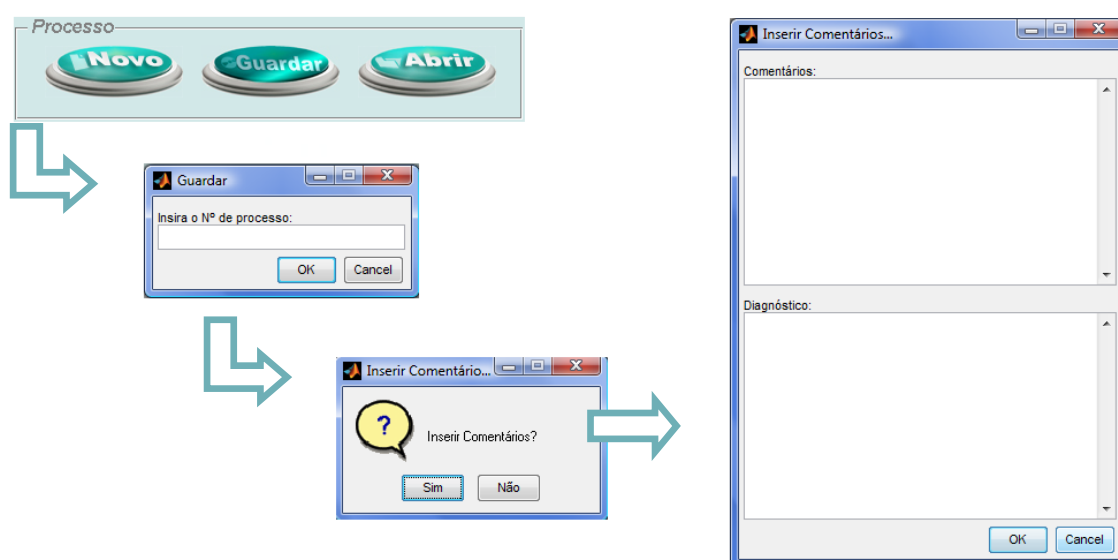


Figura 4.11- Esquema de comunicação após se pressionar os botões Guardar > OK > Sim.

Botão **Abrir**:

Permite visualizar ficheiros guardados anteriormente relativos a pacientes medidos pelo *Métrica Vertebral*, através do *Número de Processo* do paciente e da data em que foi feita a medição. Ao carregar neste botão, abre-se uma janela onde se encontram as directorias associadas ao *Número de Processo*, como está exemplificado na figura 4.14. Se o ficheiro a abrir tiver formato *TIFF* ou *XLS* (folha de cálculo), uma janela é aberta à parte da interface gráfica apresentando o conteúdo do ficheiro.

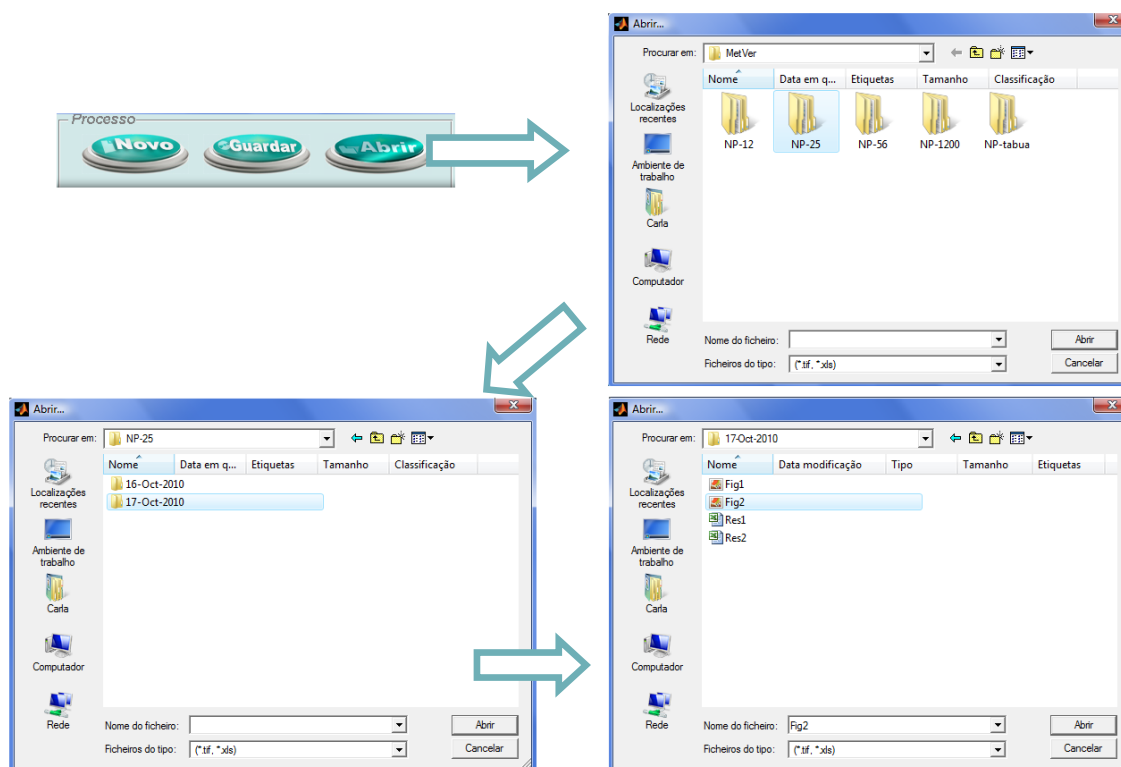


Figura 4.12- Esquema de comunicação após se pressionar os botões Abrir > Abrir > Abrir.

Botão **Visualizar Resultados**:

Permite visualizar as posições dos vértices das apófises espinhosas medidas pelo *Métrica Vertebral*, e os centros e inclinações vertebrais calculados pelo modelo, na tabela do meio (figura 4.15). É de notar que este botão apenas fica “activo” quando a coluna vertebral estiver representada graficamente na área do lado esquerdo.

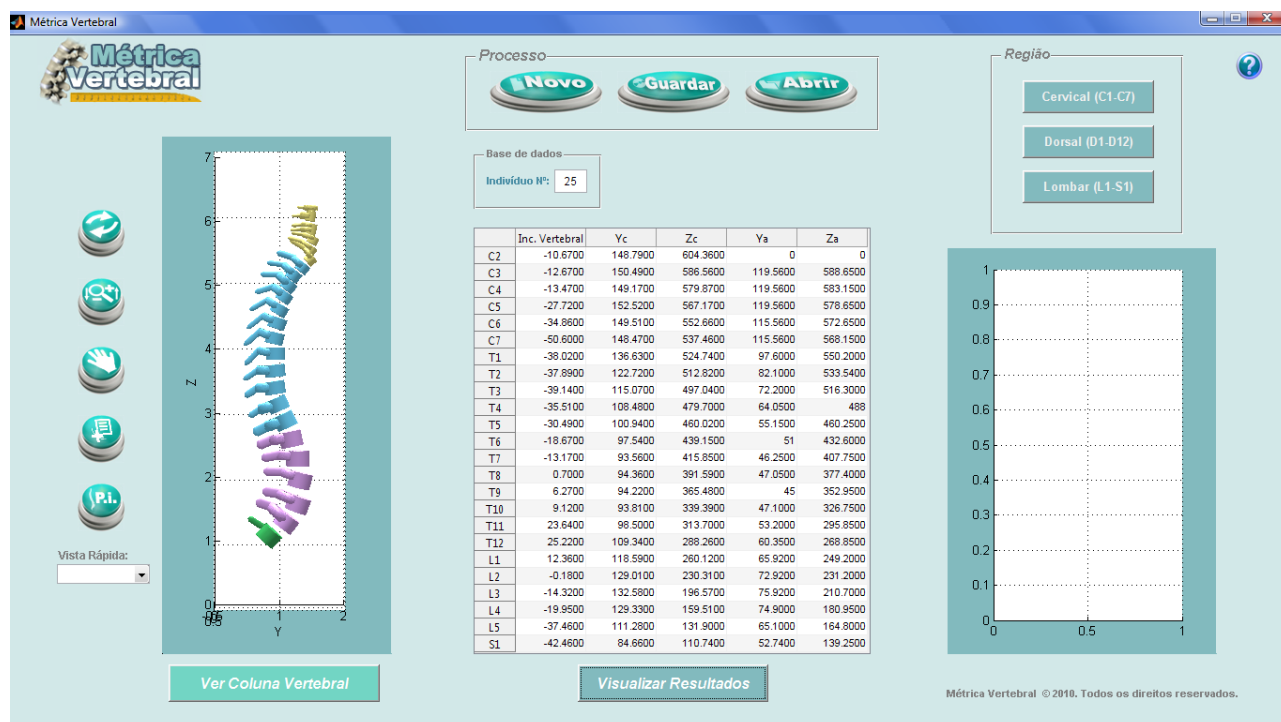


Figura 4.13- Resultados do indivíduo Nº 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico).

Botão **Cervical (C1-C7)**:

Permite visualizar a região cervical da coluna vertebral medida na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região cervical é reconstruída tridimensionalmente na área do lado direito.

Botão **Dorsal (D1-D12)**:

Permite visualizar a região dorsal da coluna vertebral medida na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região dorsal é reconstruída tridimensionalmente na área do lado direito, como ilustra a figura 4.16.

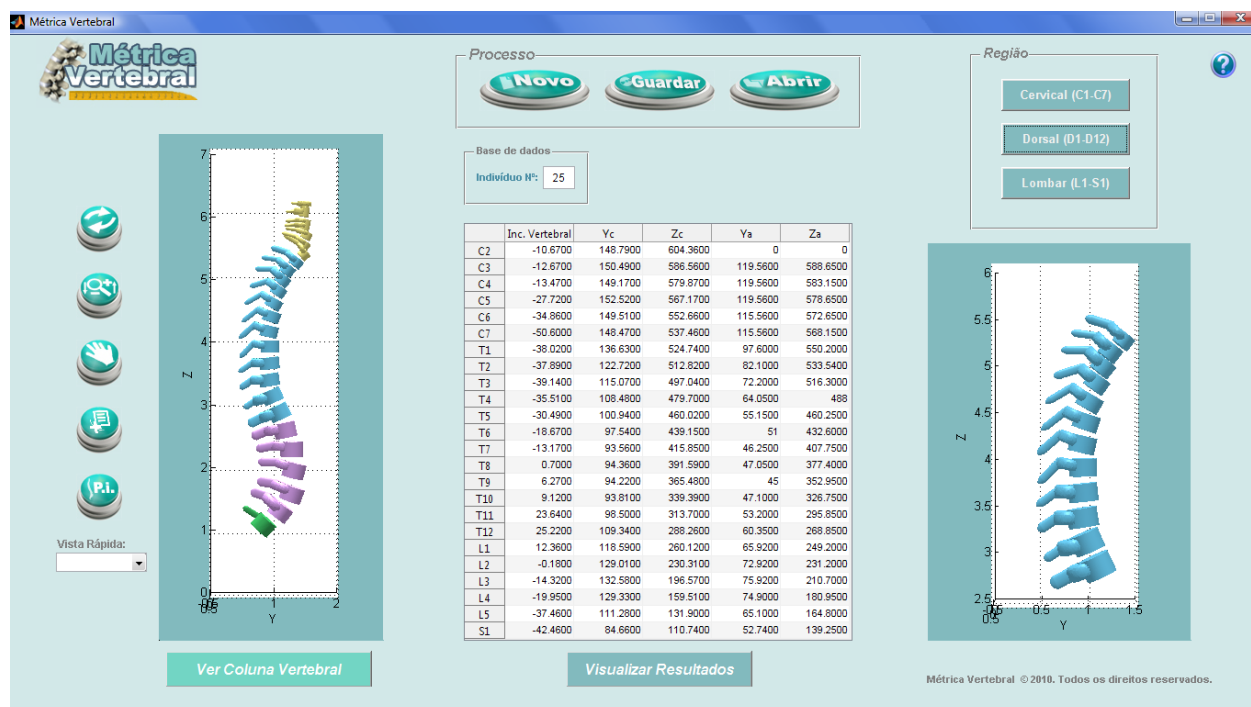


Figura 4.14- Região Dorsal do indivíduo N° 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico).

É de notar que os dados Ya, Za relativos à vértebra C2 são nulos porque estes não são medidos pelo aparelho.

Botão **Lombar (L1-S1)**:

Permite visualizar a região lombar em conjunto com a primeira vértebra sagrada na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região lombar e a vértebra S1 são reconstruídas tridimensionalmente na área do lado direito.

Botão **Ajuda**:

Permite aceder ao Manual do Utilizador, que se encontra no Apêndice F.

4.2.2. Ferramentas de imagem

Botão **Rodar** (“*Rotate*”):

Permite rodar tridimensionalmente a imagem. Ao carregar neste botão, é activada a acção de rodar.

Botão **Ampliar / Reduzir** (“*Zoom in / Zoom out*”):

Permite ampliar ou reduzir a área onde se representa a coluna vertebral medida, consoante se arrastar o cursor nos sentidos ascendente ou descendente, respectivamente. Ao carregar neste botão e arrastar-se o cursor no sentido ascendente, é activada a ferramenta de ampliação, ou de redução, se arrastar-se o cursor no sentido descendente da imagem.

Botão **Arrastar** (“*Pan*”):

Permite arrastar a coluna vertebral no espaço. Ao carregar neste botão e de seguida se pressionar continuamente o botão do lado esquerdo do rato sobre a imagem é possível arrastar-se a coluna vertebral no espaço.

Botão **Data Cursor**:

Permite obter as coordenadas tridimensionais de um ponto seleccionado na coluna vertebral medida.

Botão **Posição Inicial**:

Permite voltar ao ângulo de visão inicial definido como padrão.

Pop-up Menu **Vista Rápida:**

Permite visualizar a coluna vertebral de um modo mais rápido. Existem vistas rápidas pré-definidas, como ilustra a figura 4.17.

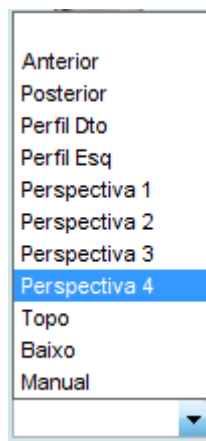


Figura 4.15- Vistas rápidas pré-definidas.

Se a *Perspectiva 4* for seleccionada, a coluna vertebral é observada numa perspectiva em que o Azimute= -135° e a Elevação= 20° , como ilustra a figura 4.18.

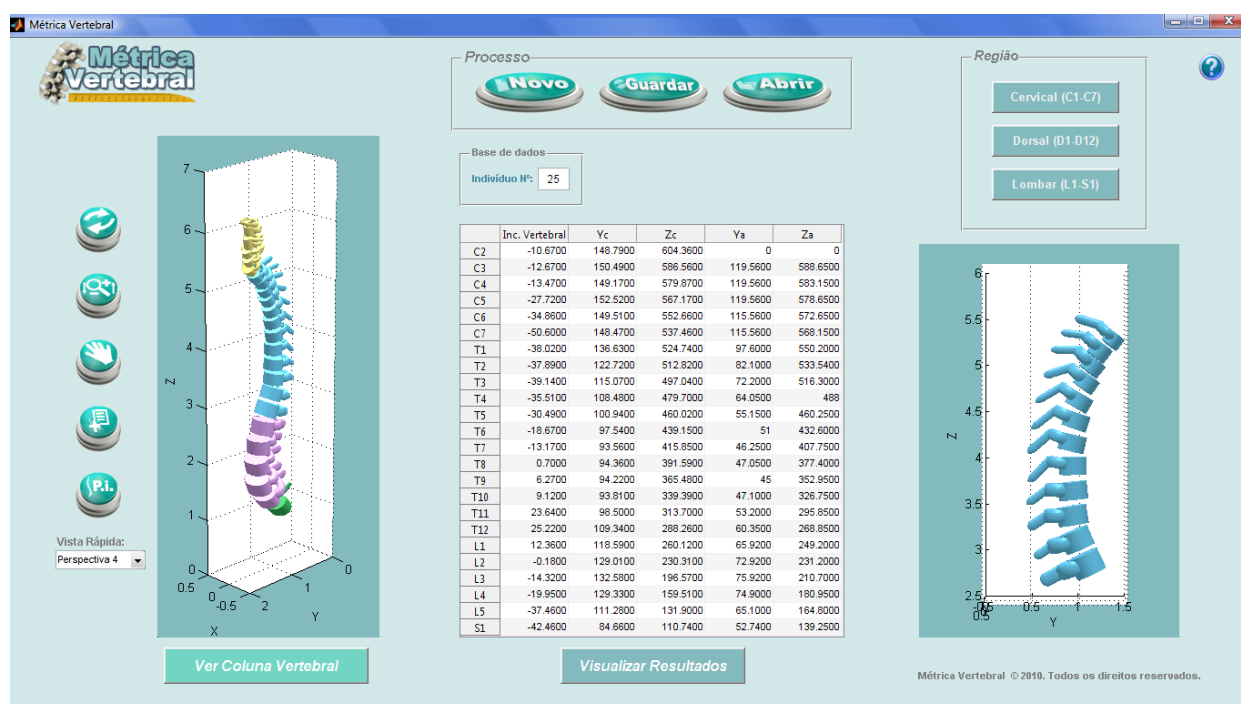


Figura 4.16- *Perspectiva 4* do indivíduo Nº 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico).

Se a opção *Manual* for seleccionada, o utilizador deve definir os ângulos de Azimute e Elevação, de acordo com a configuração apresentada na figura 4.19.

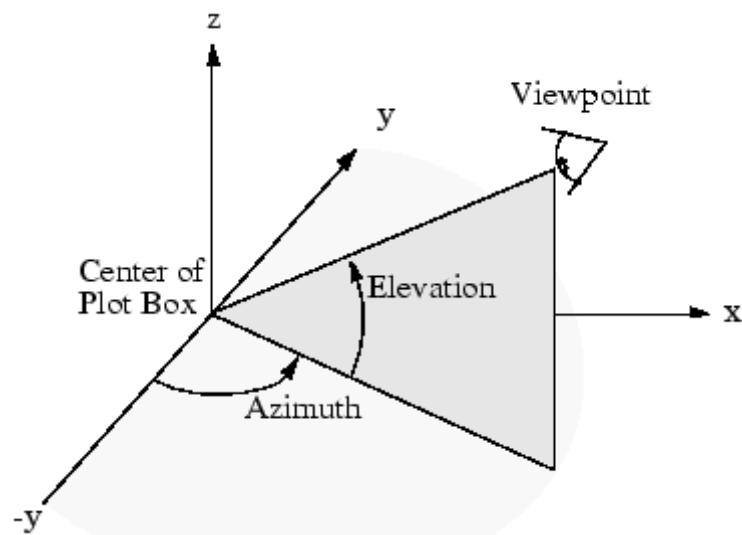


Figura 4.17- Convenção Azimute e Elevação a ser definida na opção *Manual*.

CAPÍTULO V - RESULTADOS E DISCUSSÃO

O modelo matemático apresentado anteriormente permite estimar os centros geométricos e as inclinações reais das vértebras de indivíduos sem patologia associada a partir dos pontos dos vértices das apófises espinhosas.

De modo a validar o modelo matemático, aplicou-se este a um indivíduo sem patologia associada em que se conhecia a situação real da coluna (centros geométricos, inclinações vertebrais e pontos dos vértices das apófises espinhosas), e depois compararam-se os resultados obtidos pelo modelo com os reais.

5.1. Validação do modelo num indivíduo sem patologia associada

Substituindo no modelo matemático o conjunto de apófises determinado anteriormente para um indivíduo sem patologia associada, estimaram-se as inclinações e os centros geométricos reais das vértebras. Os resultados obtidos estão presentes na tabela 1 do Apêndice E e estão representados nas figuras 5.1 e 5.2.

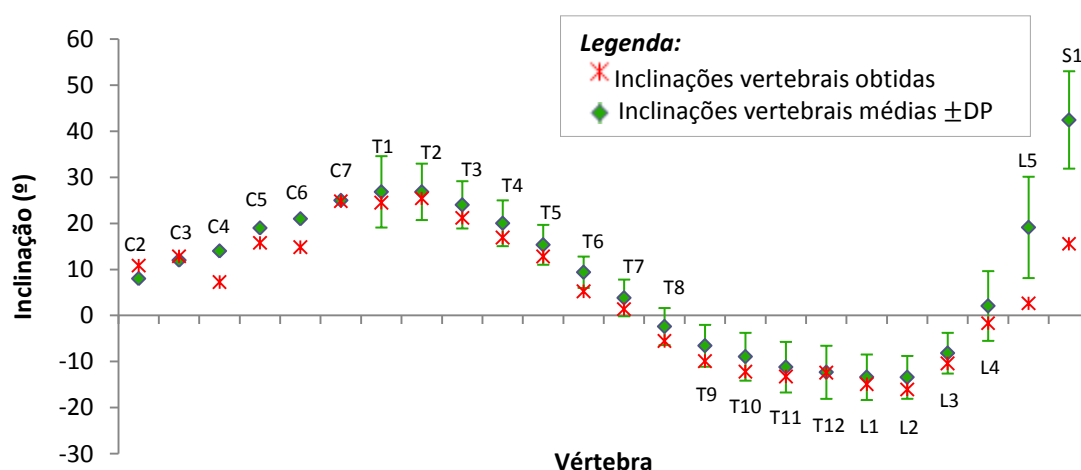


Figura 5.1- Comparação entre as inclinações vertebrais obtidas pelo modelo e as inclinações médias encontradas na literatura – indivíduo sem patologia associada. Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.

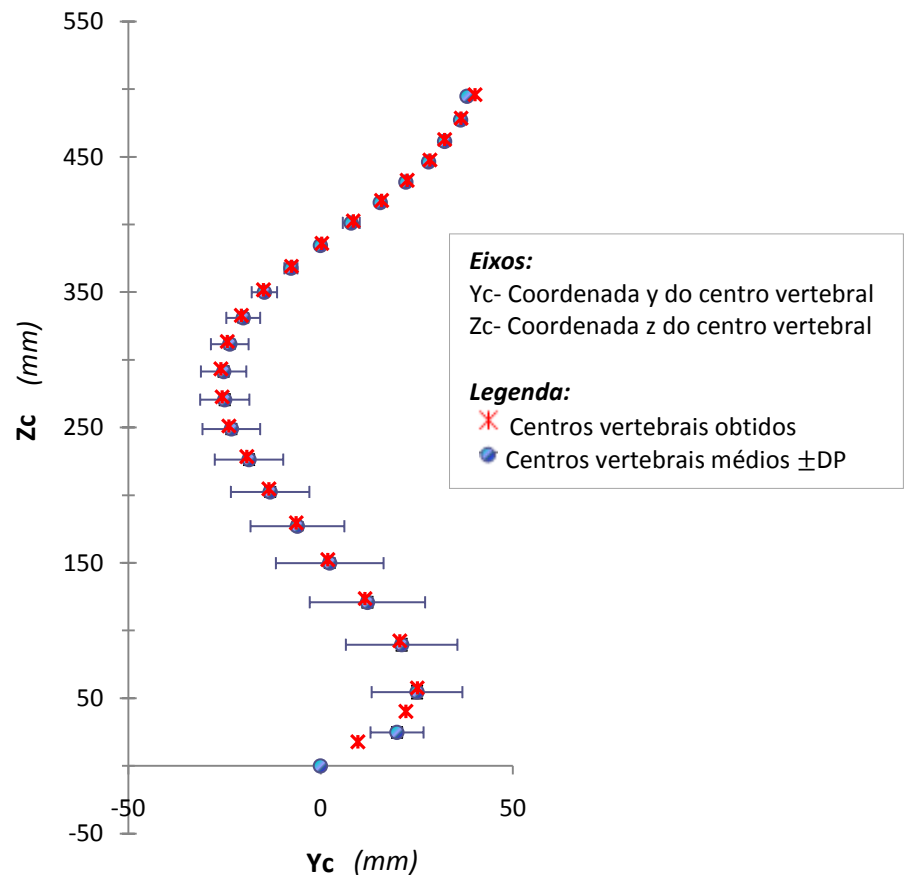


Figura 5.2- Comparação entre os centros vertebrais obtidos pelo modelo e os centros vertebrais médios encontrados na literatura – indivíduo sem patologia associada. *Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.*

Em comparação com os dados encontrados na literatura, as inclinações obtidas estão próximas e sempre dentro do desvio padrão calculado, excepto para a vértebra T6 e as duas últimas vértebras, L5 e S1. As inclinações obtidas para T6 e L5 estão a uma distância da média inferior a 2 vezes o desvio padrão e a inclinação de S1 está a uma distância da média inferior a 3 vezes o desvio padrão.

Já as coordenadas obtidas para os centros vertebrais estão muito próximas dos valores médios encontrados na literatura e sempre dentro do desvio padrão calculado, excepto para as duas últimas vértebras, L5 e S1. Verifica-se que a coordenada z de L5 está a uma distância do valor médio inferior a 4 vezes o desvio padrão, e que as coordenadas y e z de S1 diferem das reais de, respectivamente, 9.7 mm e 17.7 mm.

Representando estes dados graficamente obtém-se a coluna vertebral presente na figura 5.5 (a). Verifica-se que a coluna obtida possui uma conformação próxima da coluna vertebral humana, excepto para as duas últimas vértebras, que se encontram mal distribuídas.

Como foram cometidos alguns erros nos cálculos das disposições das duas últimas vértebras (L5 e S1), decidiu-se fixar a inclinação de S1 à inclinação média estimada para um indivíduo sem patologia associada (42.46°). A fixação desta extremidade não influencia significativamente a disposição das cervicais e torácicas ao longo da coluna vertebral, mas melhora a disposição das lombares e de S1.

As inclinações vertebrais e os centros geométricos obtidos pelo modelo, fixando S1, estão presentes na tabela 2 do Apêndice E e estão representados nas figuras 5.3 e 5.4.

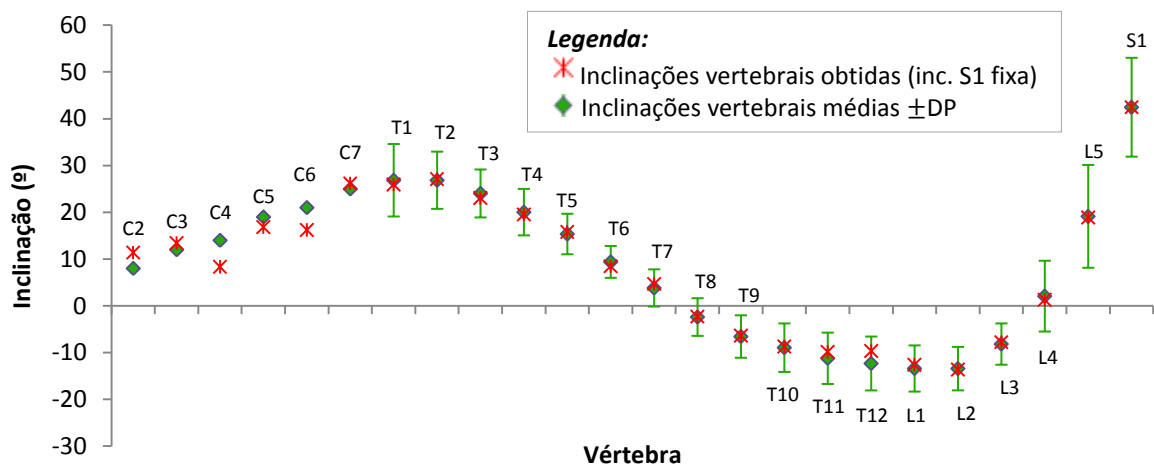


Figura 5.3- Comparação entre as inclinações vertebrais obtidas pelo modelo (fixando S1) e as inclinações médias encontradas na literatura – indivíduo sem patologia associada. *Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.*

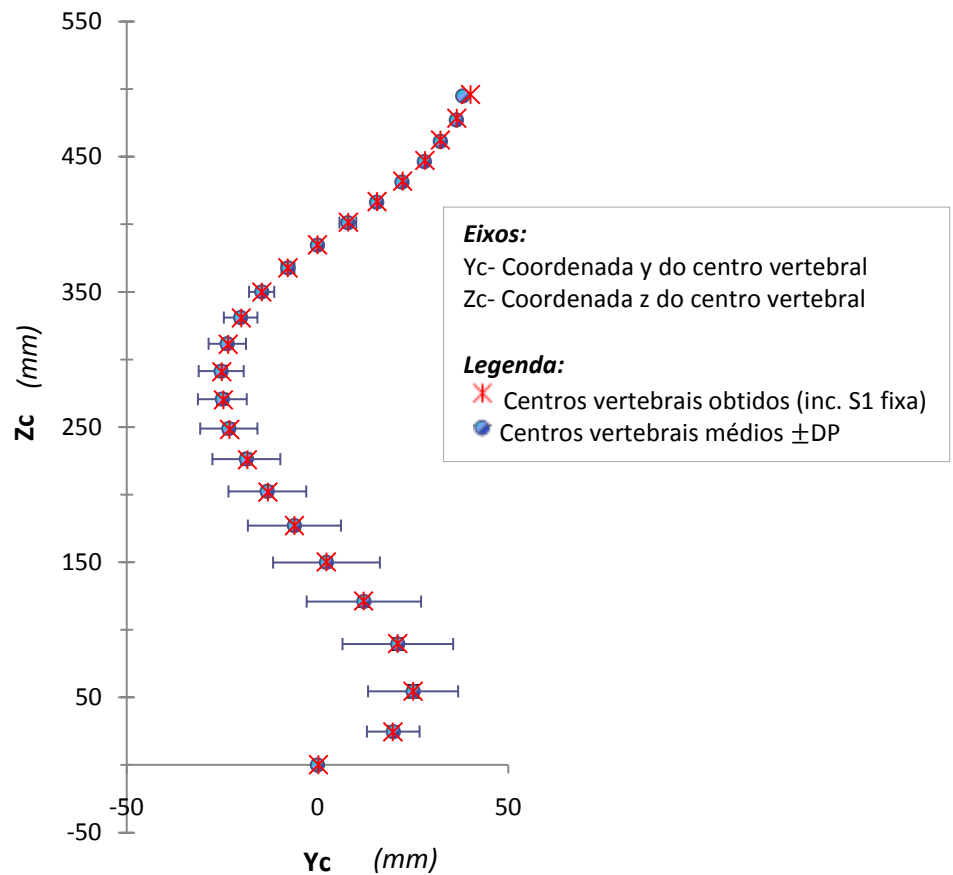


Figura 5.4- Comparação entre os centros vertebrais obtidos pelo modelo (fixando S1) e os centros vertebrais médios encontrados na literatura – indivíduo sem patologia associada. *Nota: Cada barra de erro representa a Média \pm desvio padrão.*

Em comparação com os dados encontrados na literatura, as inclinações e as coordenadas dos centros vertebrais obtidas estão muito próximas e sempre dentro do desvio padrão calculado.

Representando estes dados graficamente obtém-se a coluna vertebral presente na figura 5.5 (b). Verifica-se que a coluna vertebral obtida possui as duas últimas vértebras melhor distribuídas e a sua conformação assemelha-se mais a uma coluna vertebral humana.

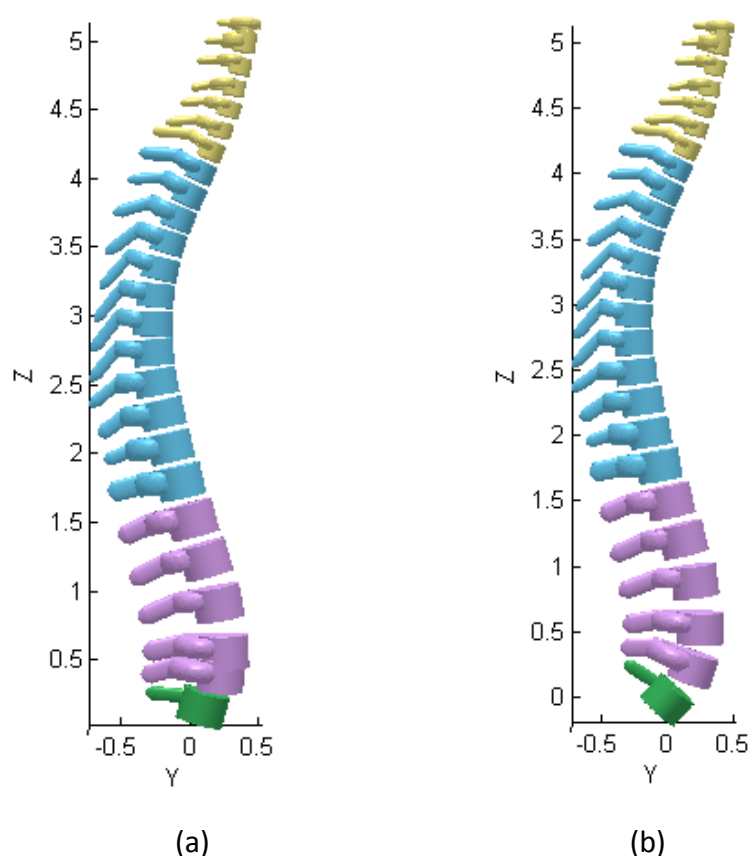


Figura 5.5- Representação gráfica da coluna vertebral obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1.

Deste modo conclui-se que fixando a inclinação do sacro é possível obter resultados mais semelhantes com os reais.

5.2. Resultados em indivíduos medidos pelo Métrica Vertebral

Testou-se o modelo matemático desenvolvido num conjunto de indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral* mecânico. Este conjunto de indivíduos diz respeito a um conjunto de grávidas no primeiro momento da gravidez (12 semanas de gestação) que foram medidas no âmbito do projecto: “*Alterações Biomecânicas da coluna vertebral durante a gravidez*” da Dr^a Cláudia Quaresma. De seguida apresentam-se os piores e os melhores resultados obtidos por dois tipos de teste: sem fixar a vértebra S1 e fixando a vértebra S1.

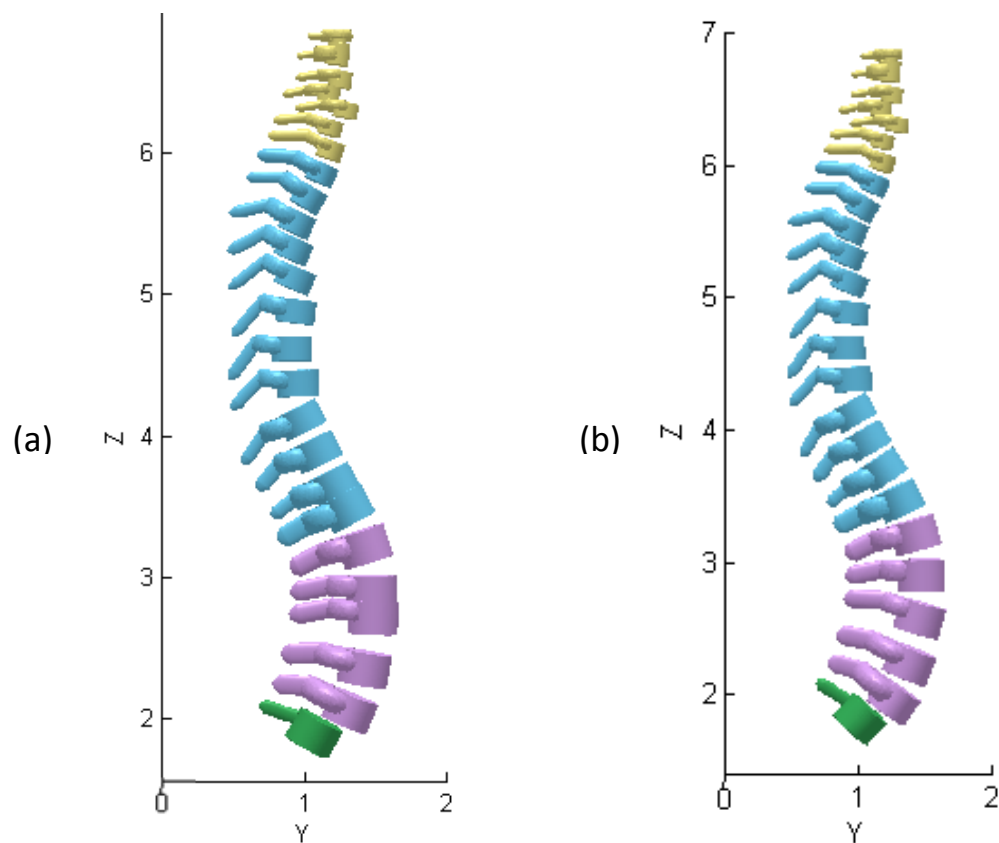


Figura 5.6- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo N° 2** da base de dados.

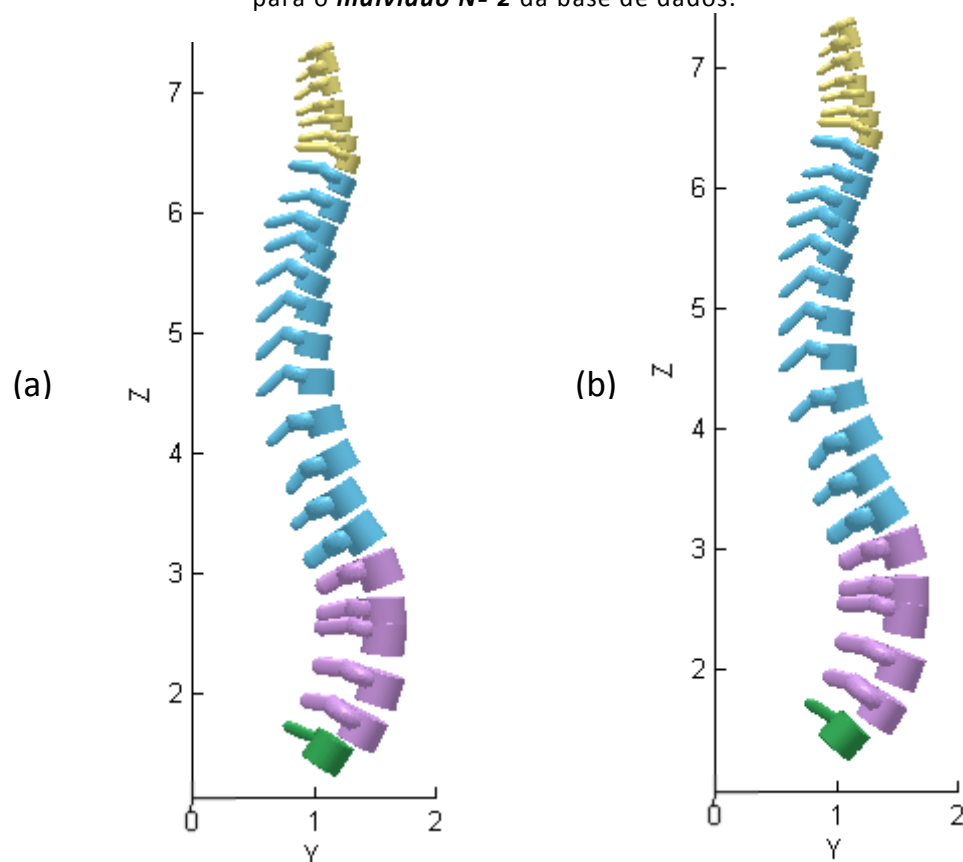


Figura 5.7- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo N° 5** da base de dados.

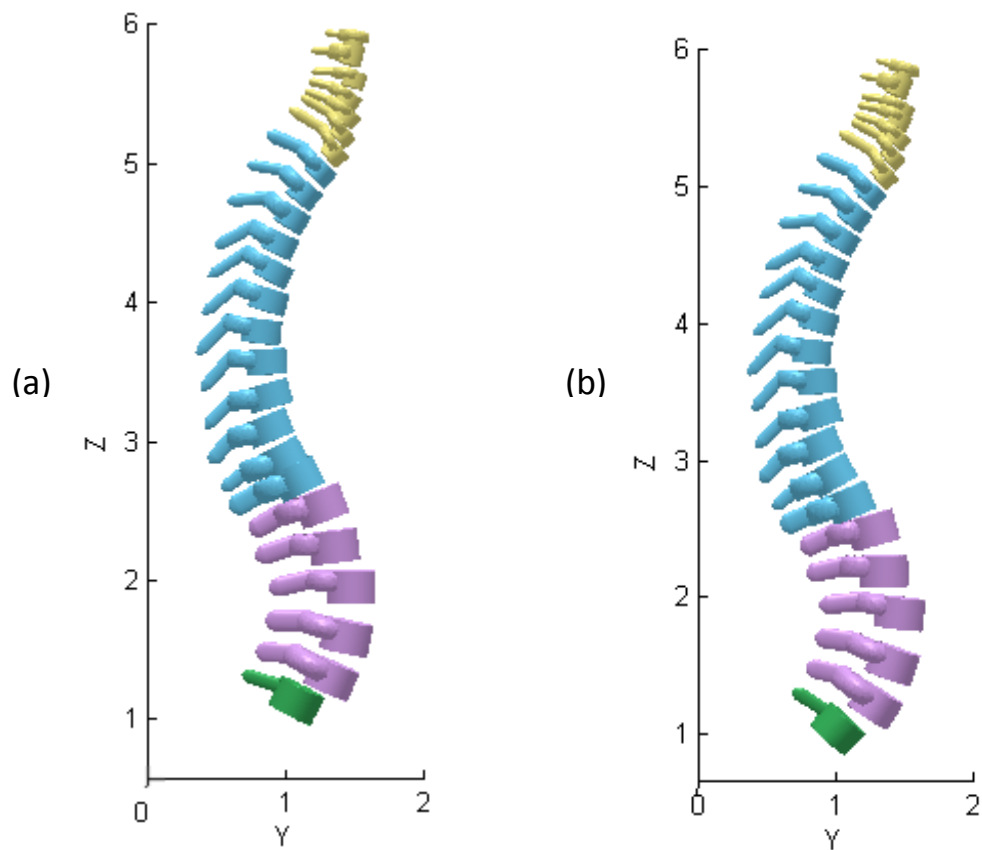


Figura 5.8- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o *indivíduo Nº 11* da base de dados.

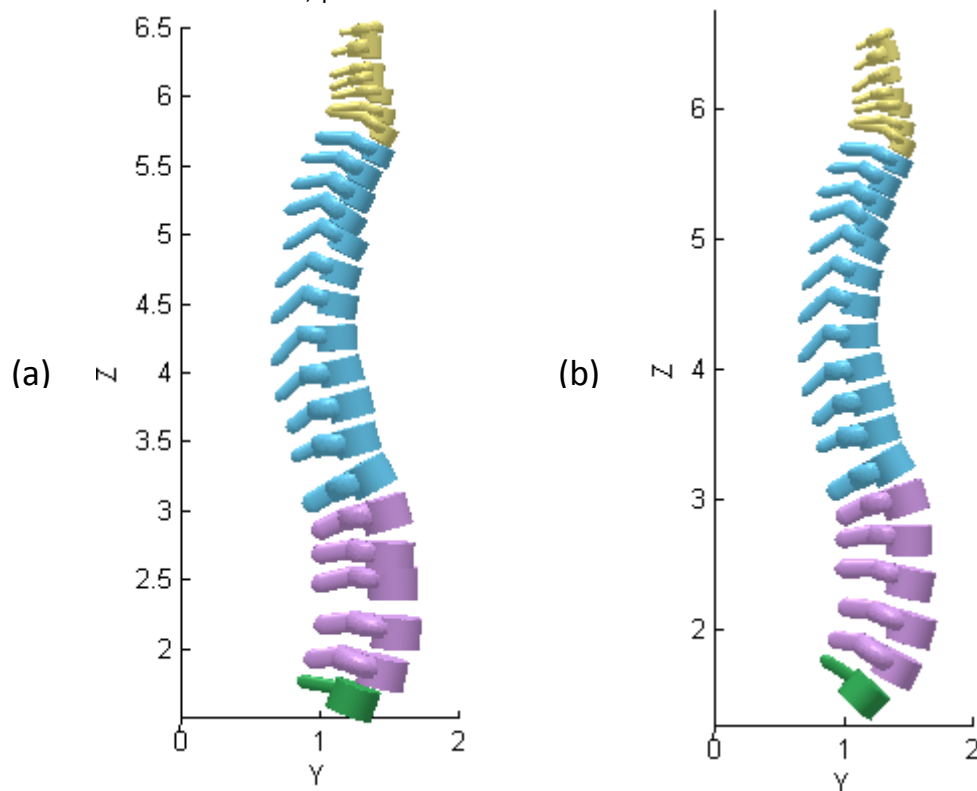


Figura 5.9- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o *indivíduo Nº 12* da base de dados.

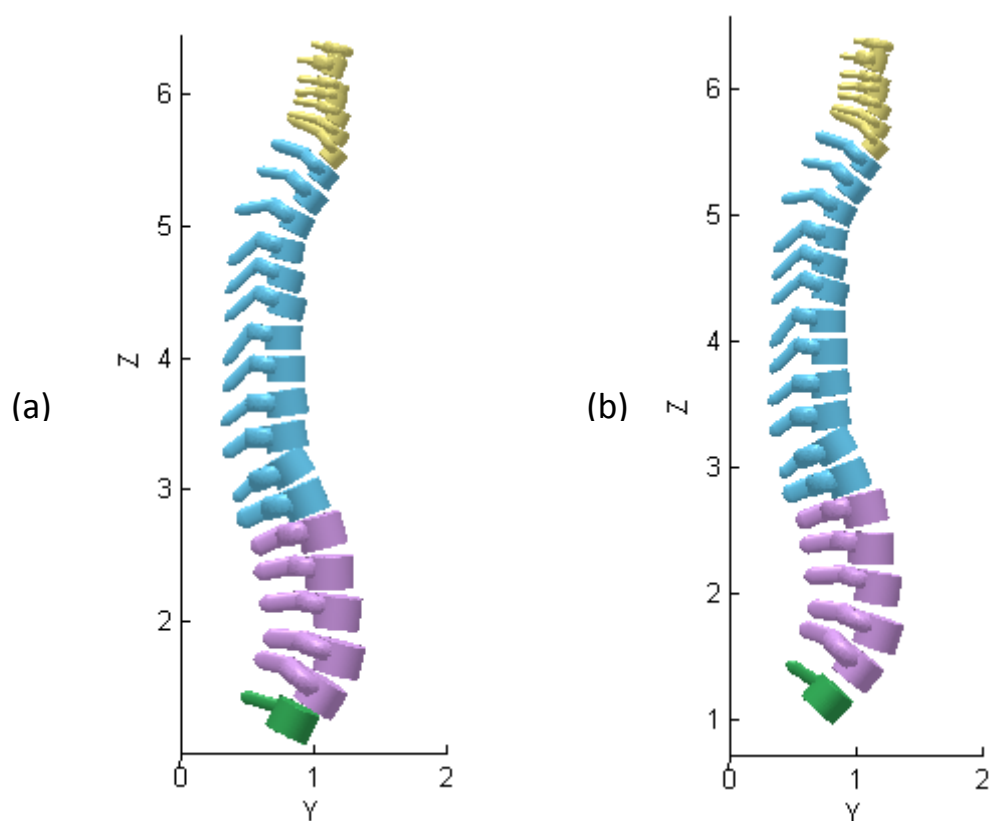


Figura 5.10- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo Nº 15** da base de dados.

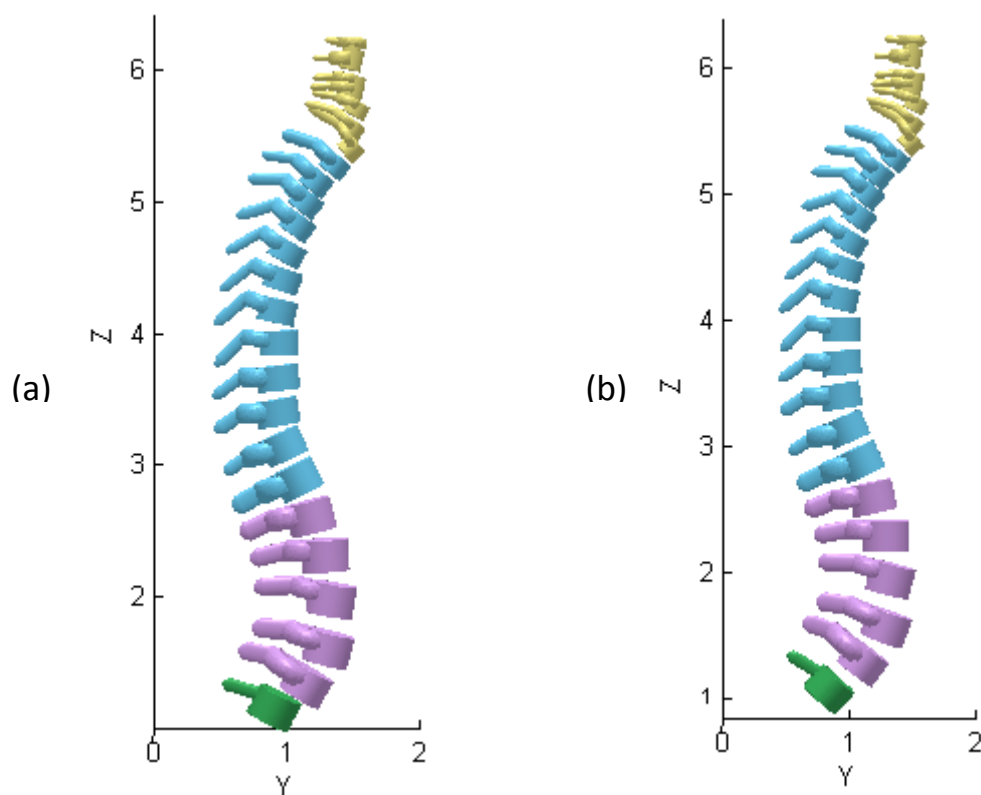


Figura 5.11- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo Nº 25** da base de dados.

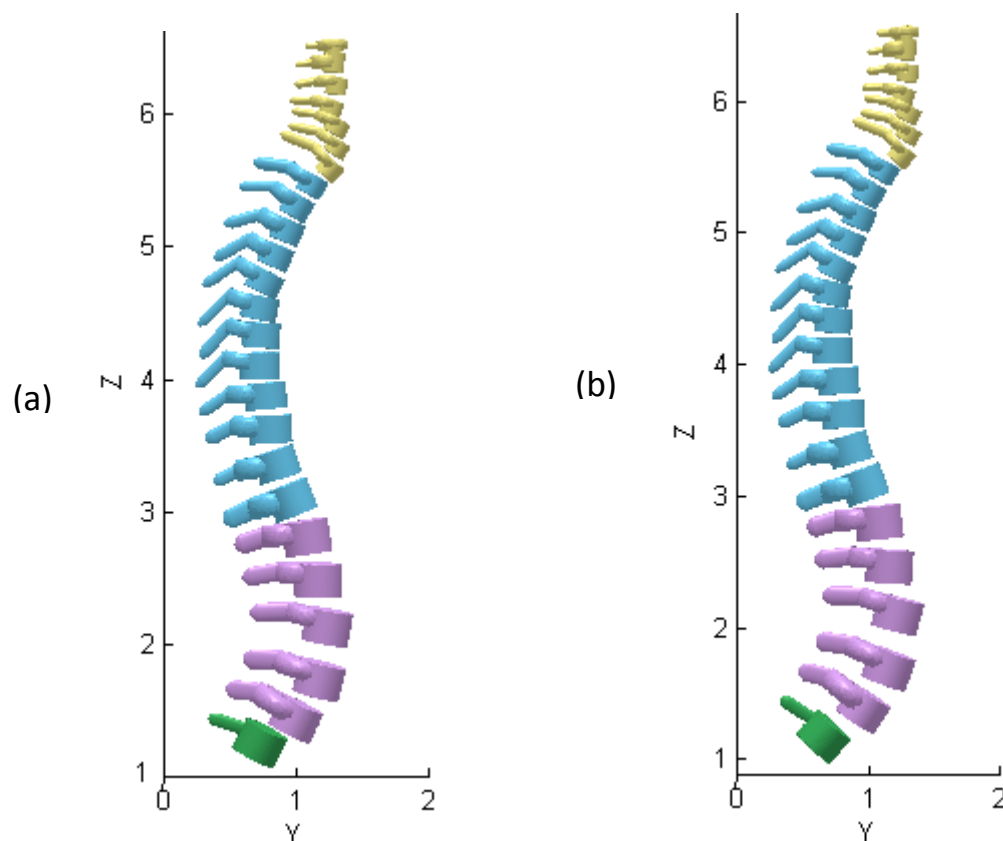


Figura 5.12- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo Nº 44** da base de dados.

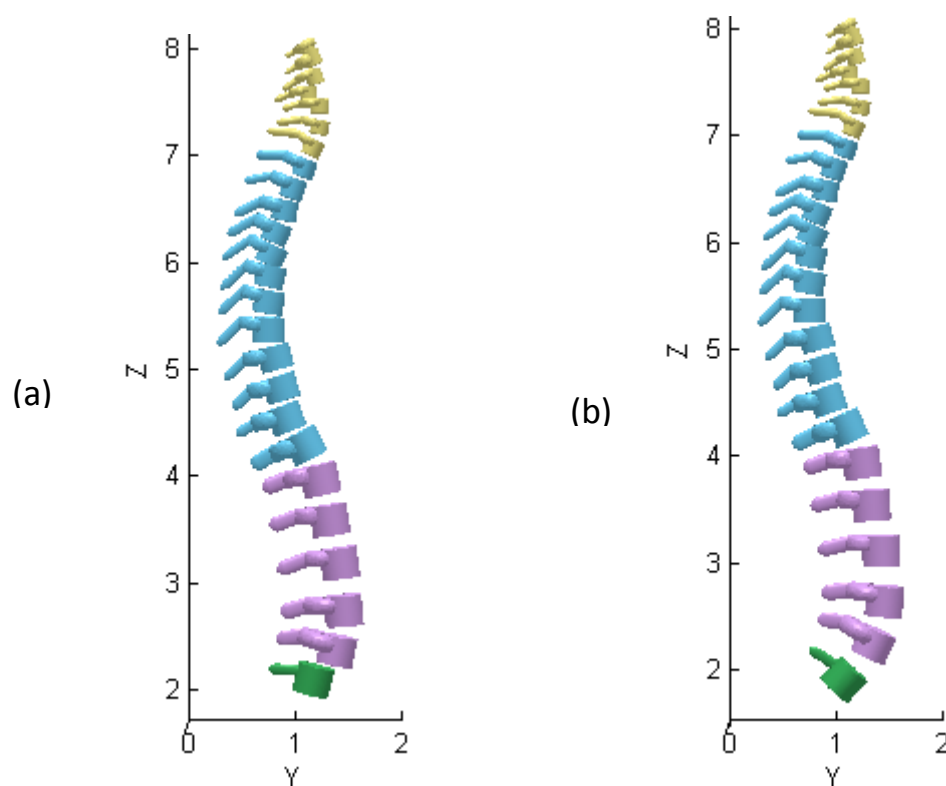


Figura 5.13- Representação gráfica obtida pelo modelo matemático (a) sem fixar S1 e (b) fixando S1, para o **indivíduo Nº 51** da base de dados.

As representações gráficas obtidas para as colunas vertebrais medidas foram, no geral, bastante razoáveis, melhorando consideravelmente, quando se fixou a inclinação do sacro. Como se verifica, as representações (b) das figuras anteriores assemelham-se mais à conformação da coluna vertebral humana. A fixação da inclinação da vértebra S1 permite que a região lombar se distribua mais uniformemente ao longo da curvatura lombar e pode evitar a sobreposição de algumas vértebras lombares, como se verifica nos indivíduos N^{os} 2 e 12, ou de algumas vértebras torácicas, como se verifica nos indivíduos N^{os} 2 e 11. Deste modo, a análise de resultados que se realizará de seguida centra-se nas representações (b).

Do conjunto dos oito indivíduos apresentados, os piores resultados dizem respeito aos indivíduos N^{os} 2, 5 e 51.

Observando a coluna do *indivíduo N^o 2*, verifica-se um desalinhamento na região cervical. Ao analisar melhor esta região, constata-se que terá ocorrido um erro na medição da distância ântero-posterior (y) do vértice da apófise espinhosa de C5, pois esta medida não é congruente com as distâncias ântero-posteriores obtidas para as vértebras superiores e inferiores a C5.

A coluna do *indivíduo N^o 5* apresenta uma sobreposição das vértebras na região lombar (entre L2 e L3) e apresenta uma aproximação muito grande entre as vértebras T3 e T4. Estes resultados estão relacionados com a dificuldade em identificar o vértice das apófises e com o comprimento do vértice da apófise influenciar a marcação pelo profissional de saúde. Isto é, não se consegue ter a certeza absoluta que o ponto marcado para o vértice da apófise espinhosa corresponda ao ponto médio do comprimento do vértice, como é considerado no modelo. Deste modo, é compreensível que possam surgir erros na representação se, por exemplo, o ponto marcado para o vértice de L2 corresponder, na realidade, ao ponto da extremidade inferior do vértice de L2, e o ponto marcado para o vértice de L3 corresponder, na realidade, ao ponto da extremidade superior do vértice de L3. É de notar que os comprimentos dos vértices das apófises espinhosas podem variar até 2 cm (20 mm) na região lombar, até 1,5 cm (15 mm) na região torácica, e até 1,0 cm (10 mm) na região cervical (informações retiradas do modelo anatómico).

Analisando a coluna do *indivíduo N^o 51*, verifica-se um desalinhamento na região cervical (entre as vértebras C3, C4 e C5), e uma ligeira sobreposição na região torácica (entre

as vértebras T5 e T6) que terá resultado de algum erro cometido na marcação das apófises espinhosas, como foi referido para o indivíduo anterior. Por outro lado, parece haver um espaçamento intervertebral na região lombar um pouco mais elevado do que o comum, o que sugere que o escalamento efectuado na altura dos corpos vertebrais não foi o ideal. No presente modelo, a altura dos corpos vertebrais foi ajustada proporcionalmente à altura da coluna vertebral. É de notar que esta coluna diz respeito a uma grávida de estatura alta (1,73 metros) e por isso a altura dos corpos das lombares deveria ser maior.

Do conjunto dos indivíduos apresentados, os melhores resultados dizem respeito aos indivíduos N^{os}: 12, 15, 25 e 44. Para estes indivíduos, os resultados obtidos nas regiões torácica e lombar são consistentes, havendo uma distribuição uniforme das vértebras ao longo das curvaturas torácica e lombar que faz com que a sua conformação se assemelhe bastante à de uma coluna vertebral humana. É de notar que a menor concavidade (hipocifose) das curvaturas torácicas presentes nas grávidas N^{os} 12 e 15 resultará muito provavelmente de um aumento de peso no abdómen, que fez com que a concavidade dessas curvaturas diminuísse.

Os resultados obtidos a nível da região cervical (zona amarela) não foram tão satisfatórios, uma vez que se obteve, para a maioria dos indivíduos em análise, um desalinhamento e uma certa sobreposição de algumas vértebras. Este problema pode dever-se à dificuldade de detecção e marcação dos vértices das apófises espinhosas nessa zona que, por sua vez, influenciou a sua medição; ou à grande mobilidade que a coluna cervical possui, promovendo alterações biomecânicas desta região na coluna vertebral. Já o comprimento do vértice das apófises espinhosas também pode influenciar a marcação pelo profissional de saúde e, desta forma, introduzir erros nos dados inseridos no modelo, como se constatou anteriormente. Por outro lado, o problema pode ser gráfico e dever-se ao facto do disco na região cervical ter uma espessura muito mais pequena (3 mm aproximadamente), o que faz com que as vértebras sejam representadas mais próximas umas das outras, sobrepondo-se ligeiramente. O desalinhamento obtido pode ainda dever-se ao facto de se ter utilizado apenas um conjunto de medições a nível da região cervical. Será necessário realizar mais medições (centros geométricos e inclinações) em radiografias de indivíduos sem patologia associada, a nível da região cervical, para se estimar mais

distâncias centro – centro, de modo a poder-se utilizar a média dessas distâncias como medida padrão.

O resultado da coluna do *indivíduo Nº 11* foi considerado mais ou menos razoável, pois apesar de haver a típica sobreposição na região cervical e haver algum desalinhamento ao longo da coluna vertebral, não existe sobreposição de vértebras nas regiões torácica e lombar.

De um modo geral, o modelo matemático desenvolvido mostrou-se válido para representar graficamente a coluna vertebral de mulheres grávidas sem patologia associada, nas primeiras 12 semanas de gestação.

CAPÍTULO VI - CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

O modelo matemático desenvolvido neste trabalho consegue estimar com sucesso as inclinações e os centros geométricos dos corpos vertebrais de indivíduos sem patologia associada, a partir da posição dos vértices das apófises espinhosas. Inicialmente validou-se o modelo num indivíduo sem patologia associada encontrado na literatura, em que se conhecia previamente a situação real da sua coluna vertebral. Este modelo também foi validado num conjunto de mulheres grávidas sem patologia associada, medidas pelo *Métrica Vertebral* mecânico, apesar do alinhamento das vértebras obtido na região cervical não ser uniforme como nas restantes regiões. Para melhorar estes resultados, uma solução possível seria a realização de mais medições (centros geométricos e inclinações) a nível da região cervical, em radiografias de indivíduos sem patologia associada, para se estimar mais *distâncias centro – centro*, de modo a utilizar-se a média dessas distâncias como medida padrão.

Existem métodos de validação mais rigorosos que podem ser aplicados. Por exemplo, um método que compare a representação gráfica obtida para um dado indivíduo medido pelo *Métrica Vertebral* com a sua radiografia será um método mais eficaz a avaliar a capacidade do modelo prever a conformação real da coluna vertebral.

Futuramente, poderá estudar-se a aplicabilidade do modelo em indivíduos com patologia associada. Em princípio este modelo será inadequado para esses indivíduos pois este foi desenvolvido obedecendo a medidas padrões normais. Assim poderá desenvolver-se o estudo a indivíduos com patologia associada.

Espera-se aplicar este modelo a indivíduos do sexo masculino, de forma a validá-lo em ambos os sexos. Pretende-se também avaliar o modelo em crianças, adolescentes e idosos, para além de adultos, com objectivo de credibilizar o modelo a todas as faixas etárias. Quando o modelo for aplicado a crianças ou indivíduos mais baixos, que possuam uma coluna vertebral menor, será necessário ter em atenção que o dimensionamento dos corpos vertebrais (profundidade do corpo vertebral, profundidade da apófise espinhosa, etc.) deverá ser ajustado de acordo com a altura da coluna vertebral. Neste trabalho apenas

se ajustaram as alturas dos corpos vertebrais proporcionalmente à altura da coluna vertebral.

Mais complexo será aumentar o número de graus de liberdade do sistema, desenvolvendo o modelo de modo a prever os desvios laterais e as rotações a que a coluna vertebral está sujeita na posição de pé. Neste trabalho, cada vértebra possui apenas um grau de liberdade, que corresponde à inclinação vertebral no plano sagital.

O modelo poderá ser melhorado aumentando o número de molas elásticas em cada disco intervertebral. Neste modelo, cada disco intervertebral é representado por apenas uma mola elástica.

No futuro, pretende aplicar-se o modelo desenvolvido a indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral* automático em diferentes fases, de forma a realizar estudos dinâmicos da coluna vertebral.

A representação gráfica pode ser completada a nível da região do sacro. Isto é, em vez de se representar apenas uma vértebra sagrada, poderá representar-se todo o osso sacro, constituído pelas cinco vértebras sacrais. Por outro lado, a representação gráfica pode tornar-se mais realista, apresentando texturas semelhantes ao osso vertebral. No entanto, o objectivo deste trabalho foi construir um conjunto de objectos simples que representassem os dados calculados pelo modelo.

O modelo desenvolvido neste trabalho é computacionalmente intenso, devido ao rendering associado às imagens. Para poder ser uma ferramenta de utilização em ambiente clínico, o modelo deverá ser rescrito numa linguagem que reduza o tempo de apresentação das imagens, utilizando, por exemplo a biblioteca gráfica MVTec.

A interface gráfica para o utilizador poderá ser melhorada a nível de ferramentas e funções. Os ângulos de Cobb (lordose cervical, cifose torácica e lordose lombar) devem ser estimados a partir do modelo, pois possuem interesse clínico, e poderão ser apresentados na interface gráfica.

Este modelo poderá também ser desenvolvido na direcção de estudar a etiologia das raquialgias, com base na análise da energia acumulada nos discos intervertebrais. Isto é,

poderá estabelecer-se uma relação entre a dor de costas numa dada região da coluna vertebral com a energia elástica acumulada nos discos intervertebrais (representados por molas) presentes nessa região.

O trabalho desenvolvido contribuirá para a investigação na área de engenharia biomédica se for devidamente apoiado e validado. Este cria expectativas na construção de modelos matemáticos para a aplicação em ambiente clínico. A sua função é inovadora na área dos aparelhos não invasivos, sendo capaz de estimar a conformação da coluna vertebral (posicionamento e inclinação vertebral) no plano sagital a partir da posição dos vértices das apófises espinhosas.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Doenças da Coluna. Dossier informativo. [Consult. a 23.06.2010]. Disponível em http://medicosdeportugal.saude.sapo.pt/content_files/cms/pdf/pdf_6cd9313ed34ef58bad3fd504355e72c.pdf.
- [2] Fanian, H., Ghassemi, Jourkar, M., Mallik, S., Mousavi, M.R. (2007). Psychological profile of Iranian patients with low-back pain. *Eastern Mediterranean Health Journal*, 13: 335-346.
- [3] Quaresma, C., Secca, M. F., O'Neill, J., Branco, J. (2009). Métrica Vertebral: Instrumento de avaliação biomecânica da coluna vertebral. 3º Congresso Nacional de Biomecânica.
- [4] Suaide, A. L. A. D. P. (2008). Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral. Tese de Mestrado em Neurociências e Comportamento. Instituto de Psicologia - Universidade de São Paulo, São Paulo. 9 pp.
- [5] Descarreaux, M., Blouin, J. S., Teasdale, N. (2003). A non-invasive technique for measurement of cervical vertebral angle: report of a preliminary study. *Spine J.* 12: 314-319.
- [6] Wikipédia [Consult. a 27 de Junho de 2010]: http://pt.wikipedia.org/wiki/Ficheiro:Axial_skeleton_diagram.svg.
- [7] Pina, J. A. E. (1995). *ANATOMIA HUMANA DA LOCOMOÇÃO*. 3ª Edição, LIDEL- Edições Técnicas, Lda. Lisboa.
- [8] Miranda, E. (2007). *Coluna vertebral*. 1ª Edição, Editora Sprint. Rio de Janeiro.
- [9] American Medical Association [Consult. a 27 de Junho de 2010]. Disponível em <http://stg.centrax.com/ama/osteo/part4/module03/02path/02.htm>.
- [10] Ashton-Miller, J. A., Schultz A. B. (1968). Biomechanics of Human Spine. Em: *Basic Orthopaedic Biomechanics*. 2nd Edition. Lippincott-Raven Publishers. Philadelphia, 1997. 353-393.
- [11] Kapandji, I. (1987). *Fisiologia Articular*. Esquemas comentados de mecânica humana. Volume 3. Editora Manole Ltda. São Paulo.
- [12] Manual Merck- Biblioteca médica Online [Consult. a 27 de Junho de 2010]. Disponível em <http://manualmerck.net/?id=295&cn=1559&ss=>.
- [13] Doenças da coluna [Consult. a 27 de Junho de 2010]. Disponível em <http://www.cirurgiadacoluna.com.br/scripts/informese.php?tipo=doe>.
- [14] Portal São Francisco. [Consult. a 2 de Julho de 2010]. Disponível em <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/cifose/>.

- [15] MACEDO, R. D., FIM, M., Fontes, B. P. C. (2008). Parafusos pediculares no tratamento da cifose de Scheuermann: resultados e complicações. *Revista Brasileira de Ortopedia [online]*. 43: 23-30. ISSN 0102-3616.
- [16] Instituto de Tratamento da Coluna Vertebral. [Consult. a 8 de Julho de 2010]. Disponível em <http://www.herniadedisco.com.br/doencas-da-coluna/lordose>.
- [17] Harrison, D. D., Janik, T. J., Troyanovich, S. J., Holland, B. (1996). Comparisons of Lordotic Cervical Spine Curvatures to a Theoretical Ideal Model of the Static Sagittal Cervical Spine. *Spine J.* 21: 667-675.
- [18] Breglia, D. P. (2006). Generation of a 3-D Parametric Solid Model of the Human Spine using Anthropomorphic Parameters. Tese de Mestrado em Ciência. Faculty of the Fritz J. and Dolores H. Russ College of Engineering and Technology – Ohio University.
- [19] UPSCALE. [Consult. a 9 de Setembro de 2010]. Disponível em <http://faraday.physics.utoronto.ca/>.
- [20] Bonfait, G. M. J. (2004). O movimento harmónico simples. Apontamentos de aulas teóricas da disciplina Vibrações e Ondas, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.
- [21] Symon, K. R. (1982). *Mecânica*. 4ª Edição, Editora Campus. Rio de Janeiro.
- [22] A hierarchical graphics modeler using Matlab. [Consult. a 6 de Junho de 2010]. Disponível em <http://www.nbb.cornell.edu/neurobio/land/projects/hierarchy/>.
- [23] Panjabi, M. M., Goel, V., Oxland, T., Takata, K., Duranceau, J., Krag, M. e Price, M. (1992). Human lumbar vertebrae- quantitative three-dimensional anatomy. *Spine J.* 17: 299-306.
- [24] Lemos, F. F., Tomazini, J. E. Comportamento do disco intervertebral sob alta compressão.
- [25] Panjabi, M. M., Duranceau, J., Goel, V., Oxland, T., Takata, K. (1991). Cervical human vertebrae - quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower region. *Spine J.* 16: 861-869.
- [26] Panjabi, M. M., Takata, K., Goel, V., Federico, D., Oxland, T., Duranceau, J., Krag, M. (1991). Thoracic human vertebrae- quantitative three-dimensional anatomy. *Spine J.* 16: 888-901.

APÊNDICE A

Participação na 17ª Conferência Nacional de Física

MODELO ELÁSTICO DA COLUNA VERTEBRAL

C. França^{1,2}; F. Chalub²; C. Quaresma¹; P. Vieira^{1,3};

¹ Departamento de Física da Universidade Nova de Lisboa

² Departamento de Matemática da Universidade Nova de Lisboa

³ Instituto de Biofísica e Eng. Biomédica, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

E-mail: cscfranca@gmail.com

ABSTRACT

O objectivo deste trabalho é desenvolver um modelo físico que represente na sua globalidade a coluna vertebral, sendo capaz de prever a disposição das várias vértebras ao longo da coluna vertebral. Serão usados pontos tridimensionais obtidos por dois aparelhos de medida não invasivos da posição das apófises espinhosas de vários indivíduos. Posteriormente serão representadas graficamente as várias vértebras recorrendo ao rendering em ambiente Matlab.

1. Introdução

A coluna vertebral é constituída por um conjunto de 25 vértebras organizadas de uma forma funcional, permitindo a sustentabilidade do corpo humano e a protecção da medula espinhal. As alterações biomecânicas da coluna vertebral são muito frequentes devido à adopção de posturas incorrectas, obesidade, sedentarismo, etc. e o meio de diagnóstico mais utilizado é a radiografia que utiliza radiação ionizante. Este trabalho surge assim em sequência do desenvolvimento de um equipamento de detecção da posição das apófises espinhosas não invasivo, em que há a necessidade de representar os pontos adquiridos pelo instrumento em conjunto com as vértebras em 3 dimensões. Deste modo será possível visualizar as disposições tridimensionais das vértebras ao longo da coluna vertebral e proceder ao estudo das mesmas.

2. Modelo da Coluna Vertebral

O modelo elástico da coluna vertebral admite que a coluna pode ser representada por um conjunto de massas e molas interligadas entre si (figura 1) de forma que a energia elástica total do sistema seja a mínima possível. Estas suposições parecem ser consistentes pois verificou-se que as inclinações dos corpos, calculadas pela minimização das energias elásticas das molas do sistema, se aproximavam das inclinações reais das vértebras ao longo da coluna vertebral, como é possível confirmar na tabela 1.

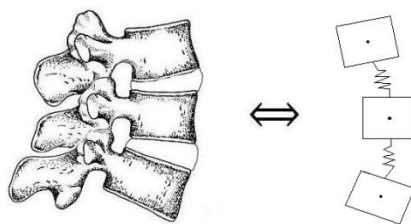


Figura 1 - Sistema massas + molas representante de uma secção de 3 vértebras.

Tabela 1 - Comparação entre as inclinações vertebrais médias de um conjunto de indivíduos saudáveis [1] e as inclinações vertebrais calculadas pelo modelo.

	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8
Inclinação vertebral (Real)	26,85	26,85	24,03	20,03	15,35	9,39	3,82	-2,4
Desvio padrão	7,75	6,12	5,13	4,97	4,33	3,41	3,98	4,03
Inclinação vertebral (Modelo)	26,11	25,58	23,26	18,89	13,15	7,45	1,45	-2

T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1
-6,57	-8,95	-11,22	-12,33	-13,4	-13,43	-8,18	2,07	19,13	42,46
4,54	5,19	5,49	5,76	4,94	4,65	4,42	7,57	11	10,57
-8	-13,56	-13,74	-16,81	-18	-18,45	-11,38	0,53	24,21	46,69

Assim é possível estimar as inclinações dos corpos vertebrais ao longo da coluna vertebral pela minimização das energias das molas.

3. Conclusões

A realização de estudos utilizando modelos matemáticos da coluna vertebral pode levar a uma melhor compreensão sobre o comportamento cinético do referido segmento da coluna vertebral. Este modelo, apesar de ainda estar em fase de desenvolvimento, vai prever as inclinações dos corpos vertebrais ao longo da coluna vertebral a partir das posições das apófises.

REFERÊNCIAS

- [1] J. A. Ashton-Miller, A. B. Schultz, Biomechanics of Human Spine, *American journal of physical anthropology*, 29: 39-44, 1968.

APÊNDICE B

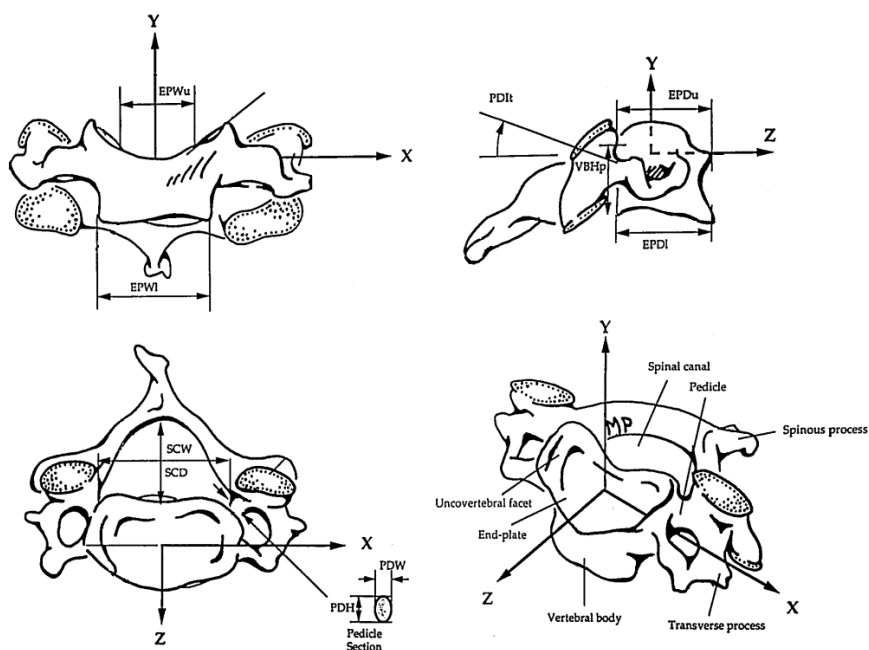


Figura B.1 - Três perspectivas de uma vértebra cervical, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [25] e utilizados no presente modelo matemático.

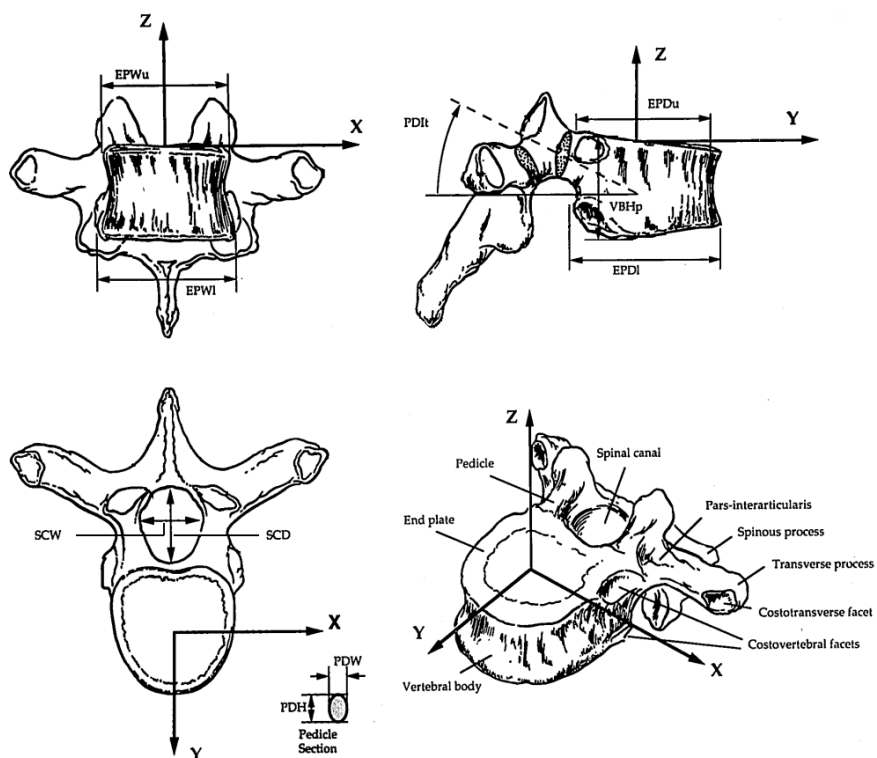


Figura B.2 - Três perspectivas de uma vértebra torácica, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [26] e utilizados no presente modelo matemático.

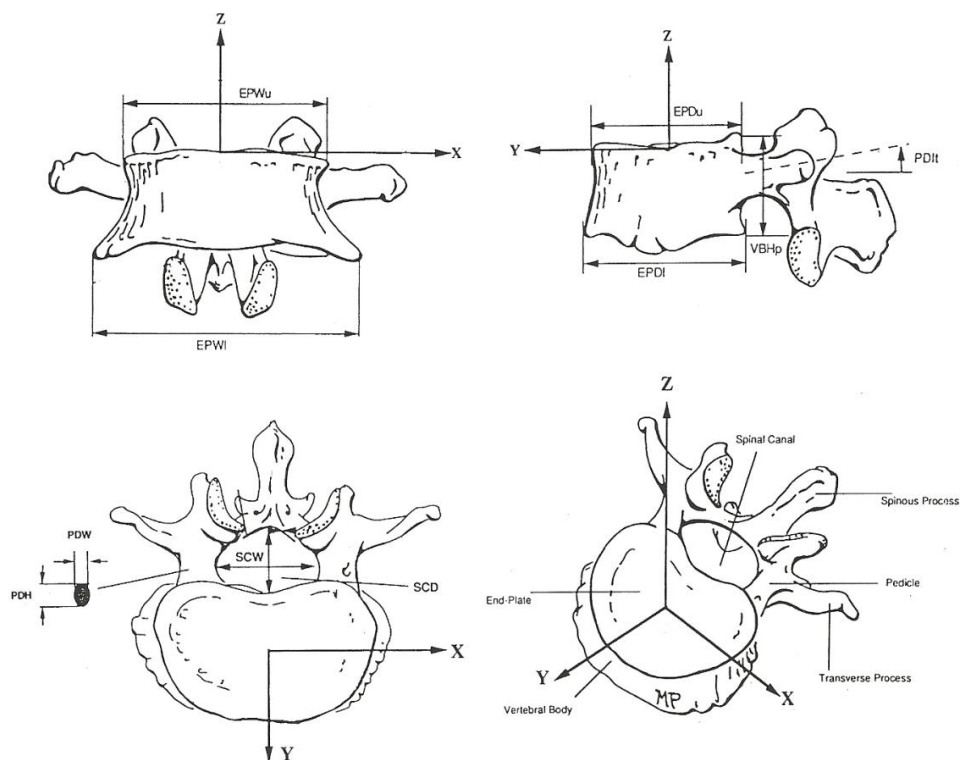


Figura B.3 - Três perspectivas de uma vértebra lombar, evidenciando os parâmetros medidos por Panjabi et al. [23] e utilizados no presente modelo matemático.

Tabela B.1 - Nomenclatura utilizada para os parâmetros medidos por Panjabi [25].

Parte da vértebra	Mnemónica	Significado
Corpo vertebral	EPW	Largura do corpo (<i>End-Plate Width</i>)
	EPD	Profundidade do corpo (<i>End-Plate Depth</i>)
	VBH	Altura do corpo (<i>Vertebral Body Height</i>)
Canal vertebral	SCW	Largura do canal vertebral (<i>Spinal Canal Width</i>)
	SCD	Profundidade do canal vertebral (<i>Spinal Canal Depth</i>)
Pedículo	PDW	Largura do pedículo (<i>Pedicle Width</i>)
	PDH	Altura do pedículo (<i>Pedicle Height</i>)
	PDI	Inclinação do pedículo (<i>Pedicle Inclination</i>)
Sufixos	u	De cima (<i>Upper</i>)
	l	De baixo (<i>Lower</i>)
	t	Com o plano transversal (<i>Transverse plane</i>)
	p	Posterior (<i>Posterior</i>)

APÊNDICE C

Tabela C.1 - Dimensionamento utilizado para a construção gráfica da coluna vertebral. *Nota:* Os campos com traço “-” não fizeram sentido medir-se.

Parâmetros	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	T11	T12	L1	L2	L3	L4	L5	S1	
Medidos																										
EPW	-	18	16	17	18	20	23	28	27	26	26	27	28	29	30	33	35	39	42	42	44	46	48	48	48	
EPD	-	16	16	16	17	17	18	20	22	23	24	26	27	28	29	31	32	32	33	35	35	35	35	34	34	
VBH	5	10	12	11	11	11	13	14	16	16	16	16	17	18	19	19	20	21	23	24	24	24	24	23	23	
SCW	20	20	23	25	25	26	25	22	19	18	17	17	17	17	18	18	18	19	22	24	24	24	25	27	-	
SCD	30	12	13	14	15	15	15	16	15	16	16	16	16	16	16	16	15	16	18	19	18	17	19	20	-	
PDW	-	6	6	6	6	6	7	8	8	7	6	6	6	6	7	8	9	10	9	9	8	10	14	16	-	
PDH	-	6	7	7	7	7	7	10	11	12	12	11	12	12	12	14	15	16	17	16	15	14	15	16	-	
PDIt	-	-8	-8	-8	-6	6	11	8	8	9	8	8	8	11	12	8	7	9	5	3	3	3	4	5	-	
LA	-	7	9	9	8	7	6	7	5	5	4	5	4	4	5	5	5	5	5	7	6	7	6	5	5	
PA	-	10	13	15	20	25	30	30	30	32	33	35	35	35	34	30	27	25	27	27	30	33	32	31	27	
AA	-	5	6	6	6	7	8	10	8	9	9	8	8	9	9	9	11	10	15	15	14	14	15	14	10	
IA	-	10	15	20	20	20	20	20	30	38	53	61	57	54	45	29	25	10	2	10	11	13	11	19	10	
Larg. T.	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Prof. T.	10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
Alt. T.	5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	

EPW - Largura do corpo (*End-Plate Width*); EPD - Profundidade do corpo (*End-Plate Depth*); VBH - Altura do corpo (*Vertebral Body Height*); SCW - Largura do canal vertebral (*Spinal Canal Width*); SCD - Profundidade do canal vertebral (*Spinal Canal Depth*); PDW - Largura do pedículo (*Pedicle Width*); PDH - Altura do pedículo (*Pedicle Height*); PDIt - Inclinação do pedículo com o plano transversal (*Pedicle Inclination transverse plane*); LA - Largura da Apófise; PA - Profundidade da Apófise; AA - Altura da Apófise; IA - Inclinação da Apófise; Larg. T.- Largura do tubérculo; Prof. T.- Profundidade do tubérculo; Alt. T.- Altura do tubérculo.

APÊNDICE D

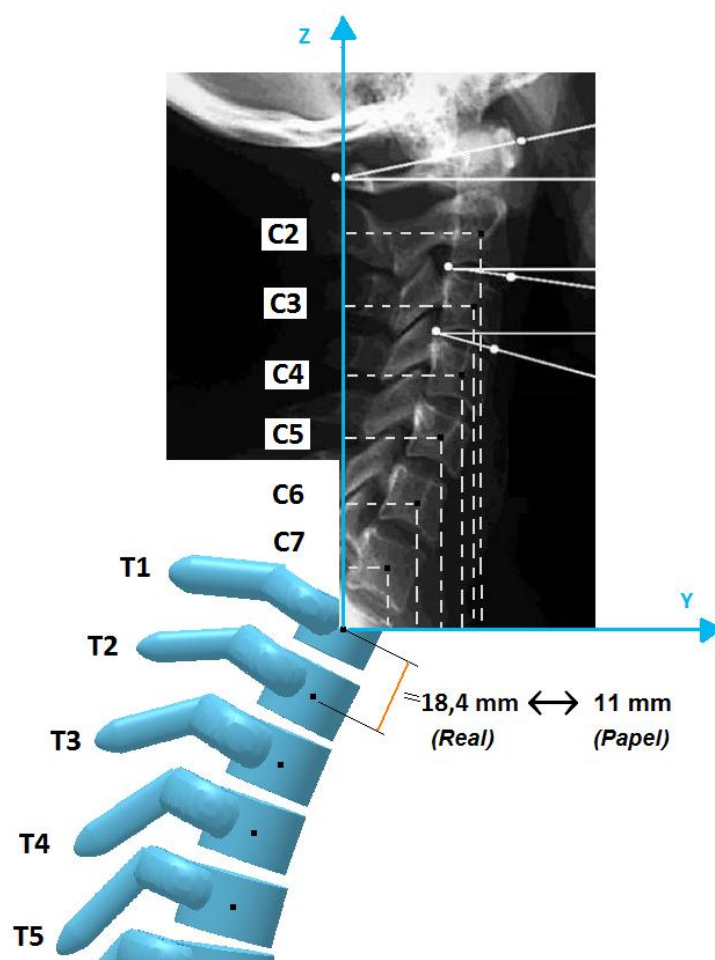


Figura D.1- Método utilizado para estimar os centros das vértebras cervicais. A origem das coordenadas foi colocada no centro de T1.

Tabela D.1- Centros medidos no papel (mm) e conversão para valores reais.

	Centros (medidas no papel)		Centros (medidas reais)	
	Yc	Zc	Yc	Zc
T1	0	0	0	0
C7	4,5	9	7,5	15,1
C6	8,5	18	14,2	30,1
C5	12	27	20,1	45,2
C4	14,5	36	24,3	60,2
C3	17	45,5	28,4	76,1
C2	18	56	30,1	93,7

APÊNDICE E

Tabela E.1- Centros geométricos e inclinações vertebrais obtidos pelo modelo – *indivíduo sem patologia associada.*

Vértebra	Yc (mm)	Zc (mm)	Inclinação (°)
C2	40,1	496,0	10,84
C3	36,5	478,6	12,84
C4	32,3	462,8	7,27
C5	28,5	447,7	15,76
C6	22,5	432,7	14,85
C7	15,9	417,7	24,80
T1	8,5	402,6	24,49
T2	0,3	386,0	25,42
T3	-7,6	369,2	21,19
T4	-14,8	351,8	16,92
T5	-20,6	332,9	12,82
T6	-24,3	313,6	5,23
T7	-26,0	293,4	1,39
T8	-25,6	272,7	-5,55
T9	-23,9	251,2	-9,92
T10	-19,2	228,5	-12,19
T11	-13,5	204,7	-13,26
T12	-6,3	179,6	-12,43
L1	1,9	152,4	-14,93
L2	11,6	123,6	-16,05
L3	20,6	92,4	-10,38
L4	25,1	57,6	-1,68
L5	22,2	40,3	2,63
S1	9,7	17,7	15,57

Tabela E.2- Centros geométricos e inclinações vertebrais obtidos pelo modelo (fixando S1) – *indivíduo sem patologia associada.*

Vértebra	Yc (mm)	Zc (mm)	Inclinação (°)
C2	41,5	495,5	11,40
C3	36,5	478,3	13,40
C4	32,3	462,3	8,33
C5	28,2	447,1	16,84
C6	22,3	431,8	16,20
C7	15,6	416,7	26,17
T1	8,1	401,5	25,92
T2	0,0	384,8	27,08
T3	-7,8	367,7	23,06
T4	-14,6	349,8	19,54
T5	-19,9	330,6	15,82
T6	-23,4	311,1	8,44
T7	-25,0	290,8	4,67
T8	-24,6	270,0	-2,29
T9	-23,0	248,1	-6,38
T10	-18,4	225,7	-8,69
T11	-13,0	201,9	-9,86
T12	-6,0	177,1	-9,67
L1	2,4	150,2	-12,59
L2	12,1	121,4	-13,65
L3	21,0	89,8	-7,78
L4	25,1	54,6	1,31
L5	19,8	24,5	18,87
S1 (Fixa)	0,3	0,2	42,46

APÊNDICE F

Manual do Utilizador

Manual do Utilizador

**Métrica
Vertebral**

1. Iniciando o Métrica Vertebral

1.1 Introdução

O software *Métrica Vertebral* é o programa de comunicação entre o utilizador e o aparelho e onde é feita a representação gráfica da coluna vertebral medida. A sua interface de apresentação e trabalho é bastante intuitiva e de fácil utilização. Esta foi construída para uma resolução de ecrã de 1366 x 768 pixels, pelo que pode haver ligeiras alterações na apresentação dos componentes da interface para ecrãs com resolução mais baixa.

1.2 Requisitos do Sistema

Os requisitos mínimos recomendados para a instalação e uso do *Métrica Vertebral* no seu PC são os seguintes:

- Processador: 2,0 GHz
- RAM: 4 Gb ou superior
- 1 Disco rígido
- 1 Monitor VGA (resolução preferencial de 1366 x 768)
- SISTEMA OPERATIVO: Windows Vista ou XP

2. Janela Principal

A interface gráfica, apresentada na **Figura 1**, possui diversas funcionalidades e ferramentas de imagem que podem ser acedidas pelo utilizador ao carregar no botão correspondente.

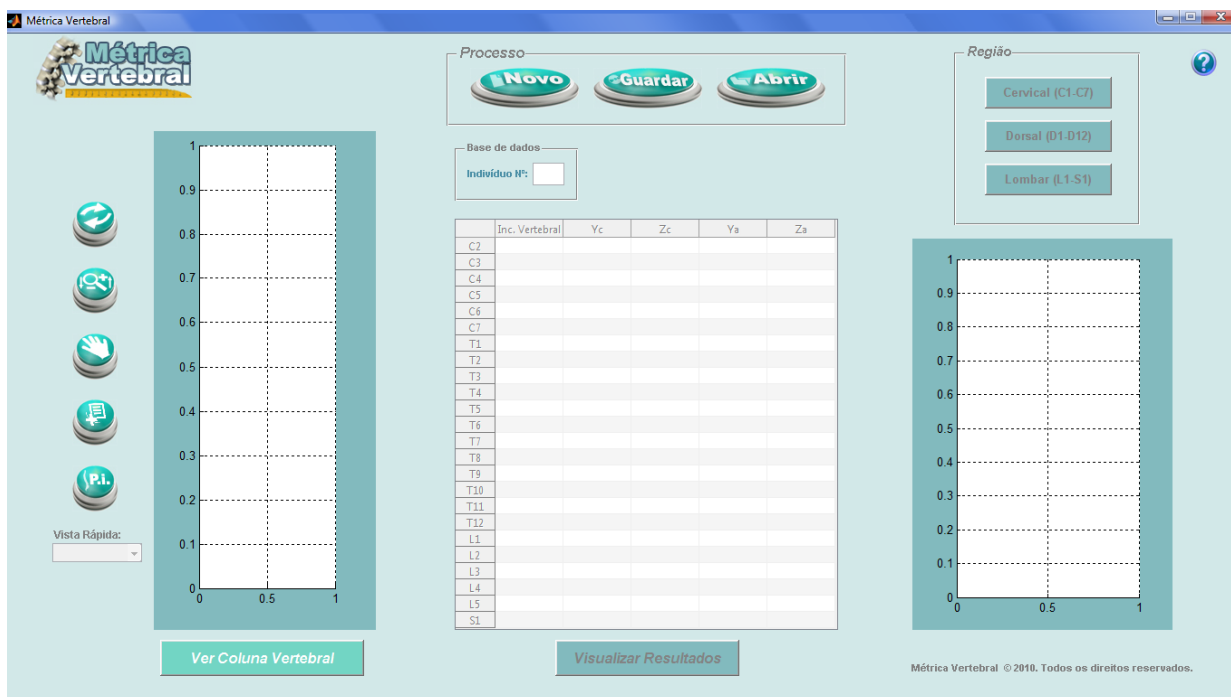


Figura 1 - Janela principal do Métrica Vertebral

Esta janela está dividida em três áreas principais onde são apresentados os resultados referentes à coluna vertebral medida.

Na área do lado esquerdo faz-se a representação gráfica da coluna vertebral; na tabela do meio apresentam-se os dados referentes à coluna vertebral; e na área do lado direito faz-se a representação gráfica de cada uma das regiões da coluna vertebral separadamente (cervical, dorsal ou lombar).

2.1 Funcionalidades da Interface Gráfica

➤ Botão **Novo**:



Permite proceder a uma nova aquisição de dados, seja do paciente medido anteriormente ou de um novo paciente. Ao pressionar este botão, surge uma caixa de diálogo que interroga se o utilizador deseja proceder a uma nova aquisição de dados, como mostra a **Figura 2**.

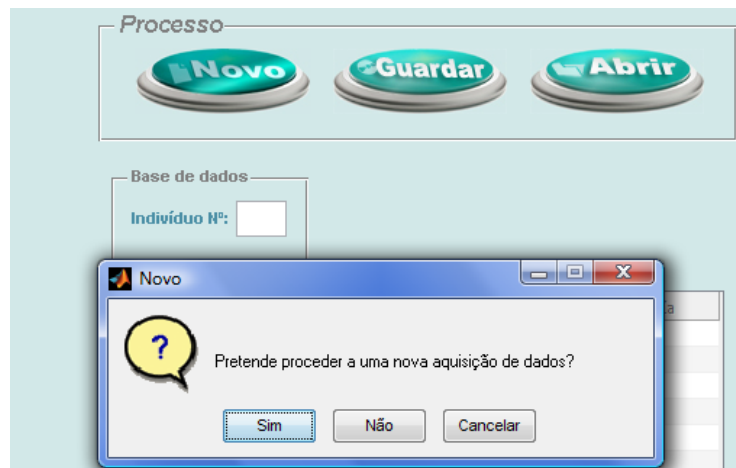


Figura 2 - Caixa de diálogo ao carregar no botão Novo

Se escolher “Não” ou “Cancelar”, nada acontece.

Se escolher “Sim”, surge uma janela de posicionamento manual (**Figura 3**). Para prosseguir, o utilizador deverá carregar no OK e em seguida pressionar o botão *START*. Nesse momento irão surgir quatro setas direccionais que devem ser utilizadas para colocar os pontos entre as linhas brancas e o laser abaixo destes, como indica a **Figura 4**.

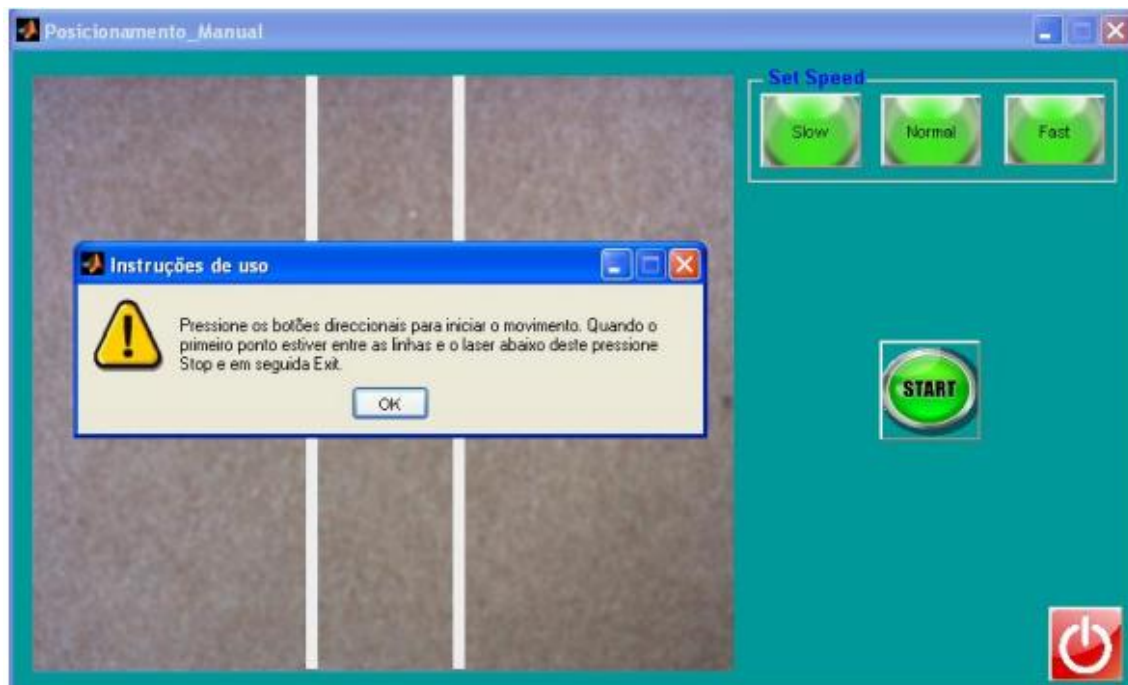


Figura 3 – Instruções e Posicionamento Manual

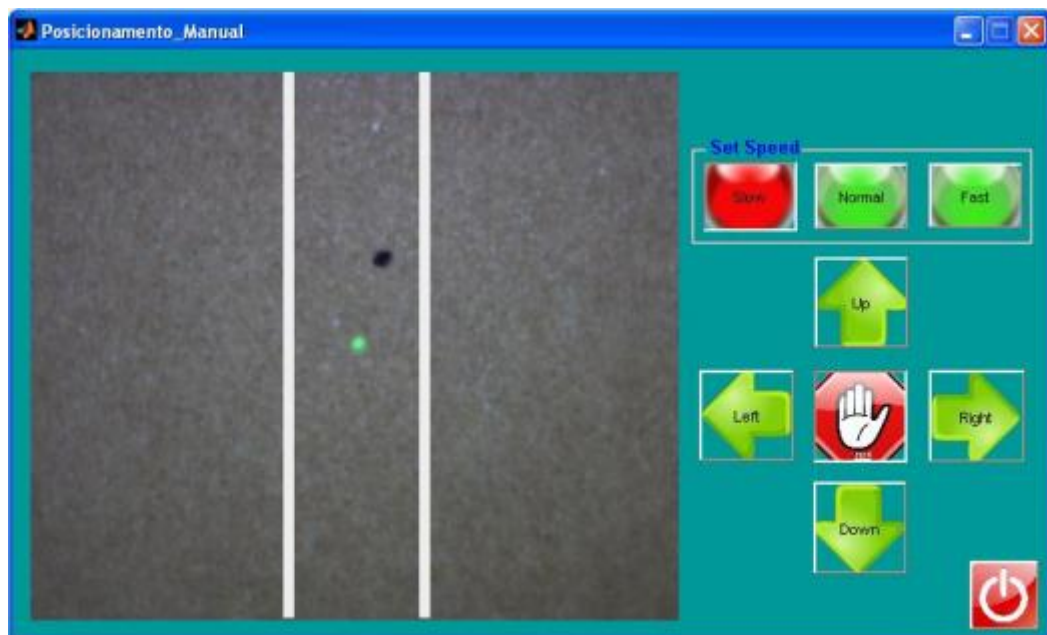


Figura 4 – Posicionamento Manual

➤ Botão **Ver Coluna Vertebral**:

Ver Coluna Vertebral

Permite proceder à representação gráfica da coluna vertebral medida.

Se o campo de texto "**Indivíduo Nº**": estiver preenchido, faz-se a representação gráfica da coluna vertebral de indivíduos medidos pelo *Métrica Vertebral* mecânico, como é exemplificado na **Figura 5**.

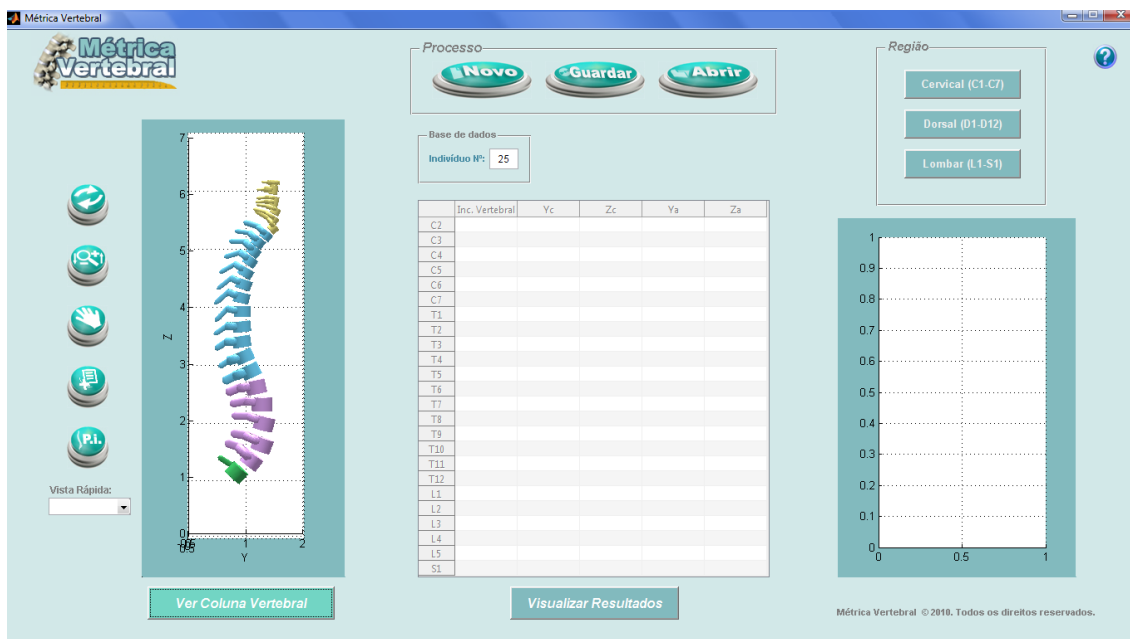


Figura 5 - Representação gráfica da coluna vertebral do indivíduo 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico)

Caso não se preencha o campo de texto “**Indivíduo Nº**”:

Indivíduo Nº: , ao pressionar o botão **Ver Coluna Vertebral** aparece uma janela para a escolha do ficheiro a carregar, como a representada na **Figura 6**.

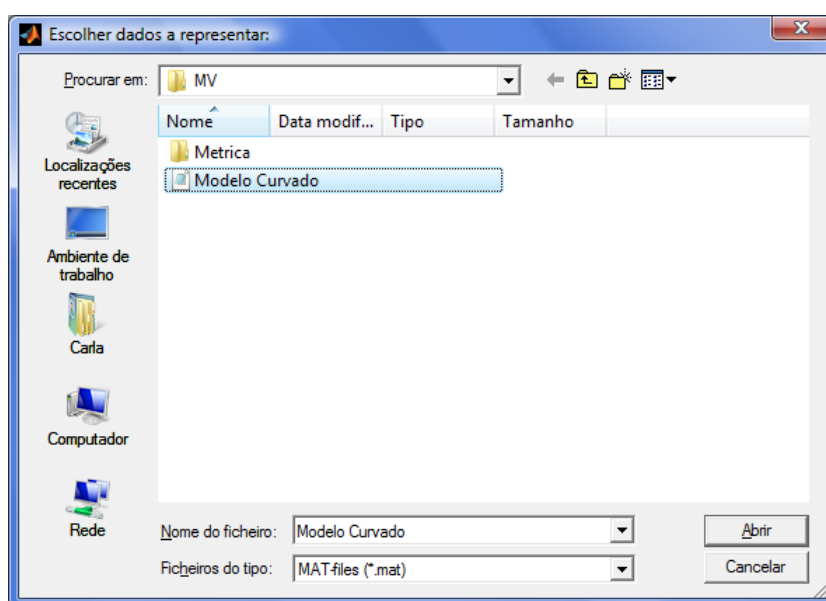


Figura 6 - Janela de escolha do ficheiro a carregar

Depois de se escolher o ficheiro que contém os dados medidos pelo *Métrica Vertebral* automático, é feita a representação gráfica dos dados adquiridos.



Botão **Guardar**:

Permite guardar a representação gráfica numa imagem de formato TIFF, e os dados obtidos juntamente com eventuais comentários e/ ou diagnósticos numa folha de cálculo. Estes dados ficam guardados numa directoria identificada com o *Número de Processo* do paciente e de acordo com a data de aquisição.

Ao carregar neste botão, aparece primeiramente uma caixa de entrada onde o utilizador deve inserir o *Número de Processo* do paciente, como está esquematizado na **Figura 7**.

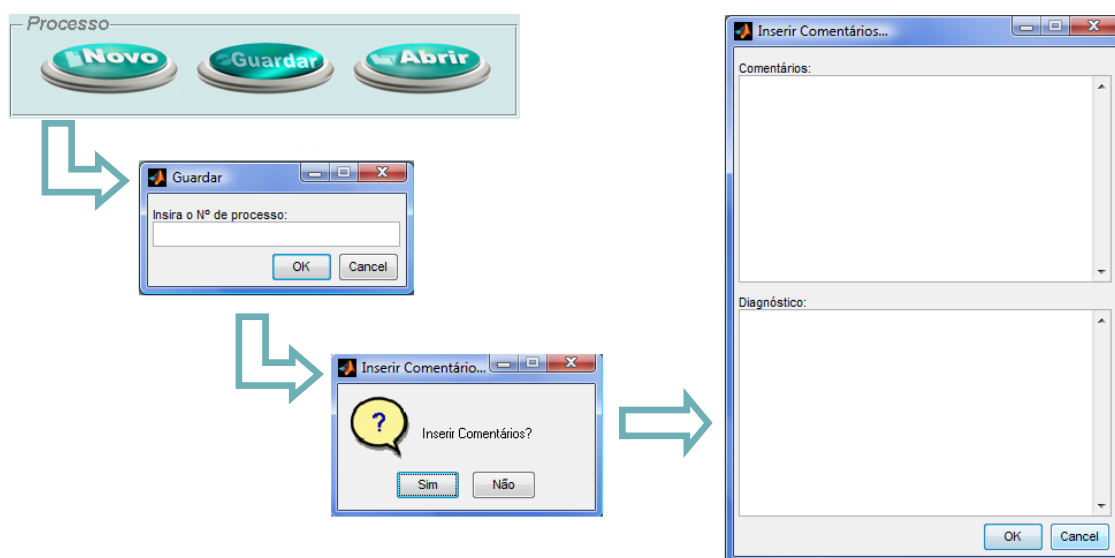


Figura 7 - Esquema de comunicação após se pressionar os botões Guardar > OK > Sim

Depois surge uma caixa de diálogo que interroga se o utilizador pretende adicionar comentários à coluna medida. Se seleccionar "Sim", surge uma nova janela, onde o utilizador pode inserir comentários e diagnósticos, e seguidamente os dados são guardados na directoria

associada ao *Número de Processo* inserido. Se seleccionar “Não”, os dados são apenas guardados sem comentários.



➤ Botão **Abrir**:

Permite ao utilizador visualizar ficheiros guardados anteriormente relativos a pacientes medidos pelo *Métrica Vertebral*, através do *Número de Processo* do paciente e da data em que foi feita a medição.

Ao carregar neste botão, abre-se uma janela onde se encontram as directorias associadas ao *Número de Processo*, como está exemplificado na **Figura 8**. Se o ficheiro a abrir tiver formato TIFF ou XLS (folha de cálculo), uma janela é aberta à parte da interface gráfica apresentando o conteúdo do ficheiro.

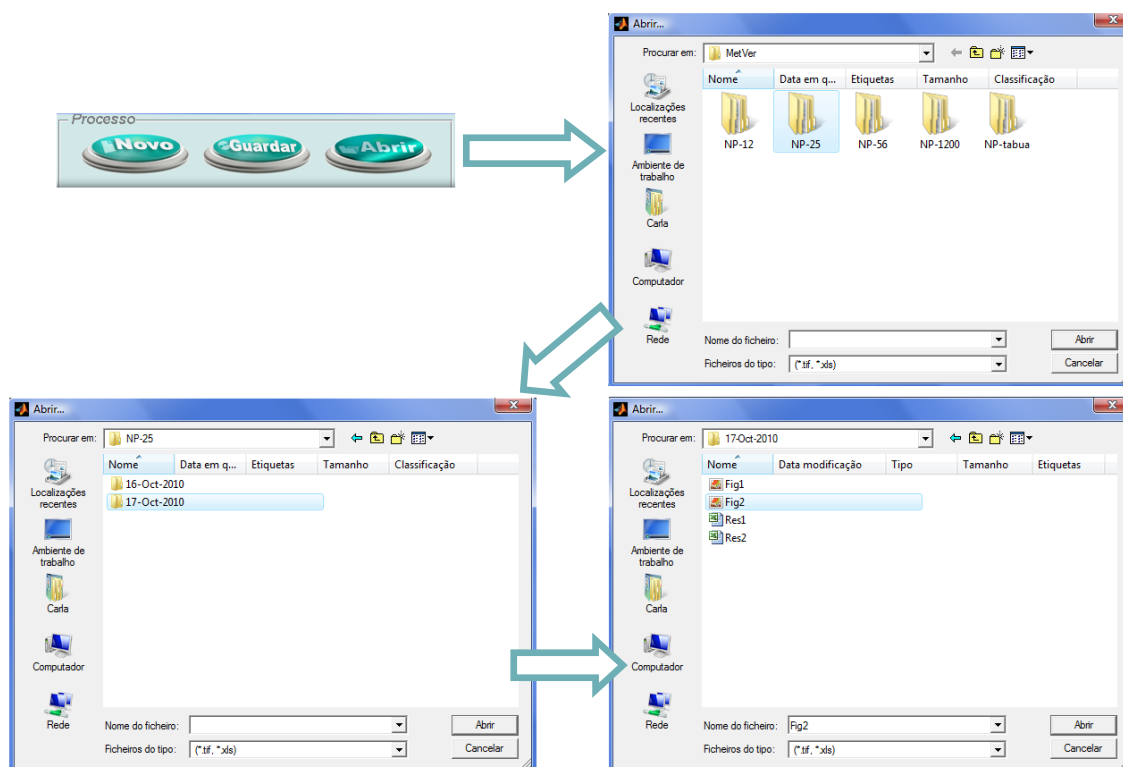


Figura 8 - Esquema de comunicação após se pressionar os botões *Abrir* > *Abrir* > *Abrir*

Visualizar Resultados

➤ Botão **Visualizar Resultados**:

Permite visualizar as posições das apófises espinhosas medidas pelo *Métrica Vertebral* e os centros e inclinações vertebrais calculados pelo modelo na tabela do meio. É de notar que este botão apenas fica "activo" quando a coluna vertebral estiver representada graficamente.

Ao carregar neste botão, surge uma tabela no meio da interface com os resultados relativos à coluna vertebral medida, como mostra a **Figura 9**.

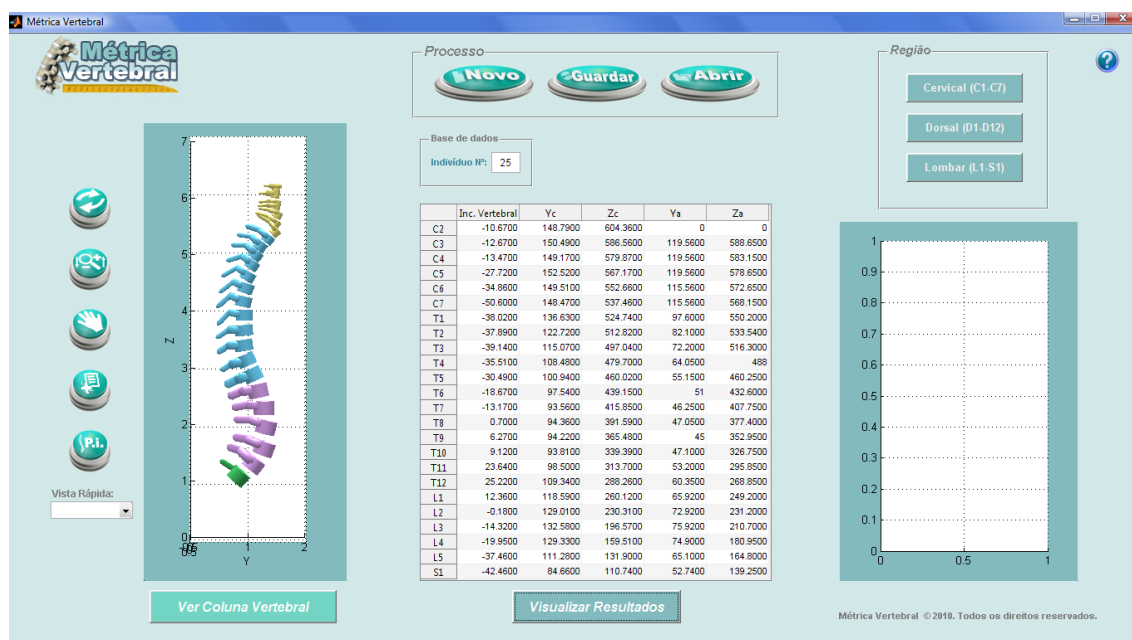


Figura 9 - Resultados do indivíduo 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico)

Cervical (C1-C7)

➤ Botão **Cervical (C1-C7)**:

Permite visualizar a região cervical da coluna vertebral medida na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região cervical é reconstruída tridimensionalmente na área do lado direito.

Dorsal (D1-D12)

➤ Botão **Dorsal (D1-D12):**

Permite visualizar a região dorsal da coluna vertebral medida na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região dorsal é reconstruída tridimensionalmente na área do lado direito, como ilustra a **Figura 10**.

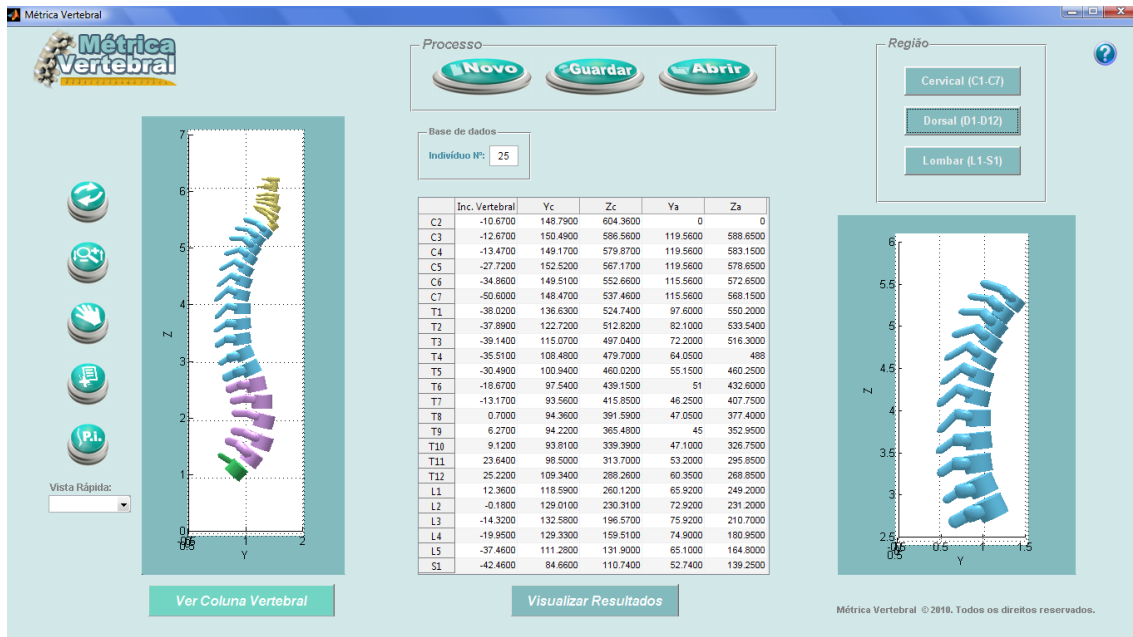


Figura 10 – Região Dorsal do indivíduo 25 da base de dados (obtida pelo *Métrica Vertebral* mecânico)

Lombar (L1-S1)

➤ Botão **Lombar (L1-S1):**

Permite visualizar a região lombar da coluna vertebral medida juntamente com a primeira vértebra sagrada na área do lado direito. Ao carregar neste botão, a região lombar e a vértebra S1 são reconstruídas tridimensionalmente na área do lado direito.

➤ Botão **Ajuda:**

Permite aceder a este Manual de Utilização.



2.2 Ferramentas de imagem



➤ Botão **Rodar** (“**Rotate**”):

Permite rodar tridimensionalmente a imagem. Ao carregar neste botão, é activada a acção de rodar.



➤ Botão **Ampliar / Reduzir** (“**Zoom in / Zoom out**”):

Permite ampliar ou reduzir a área onde se representa a coluna vertebral medida, consoante se arrastar o cursor nos sentidos ascendente ou descendente, respectivamente. Ao carregar neste botão, é activada a ferramenta de ampliação, se arrastar-se o cursor no sentido ascendente, ou redução, se arrastar-se o cursor no sentido descendente da imagem.



➤ Botão **Arrastar** (“**Pan**”):

Permite arrastar a coluna vertebral no espaço. Ao carregar neste botão e de seguida se pressionar continuamente o botão do lado esquerdo do rato sobre a imagem é possível arrastar-se a coluna vertebral no espaço.



➤ Botão **Data Cursor**:

Permite obter as coordenadas tridimensionais de um ponto seleccionado na coluna vertebral medida.



➤ Botão **Posição Inicial**:

Permite voltar ao ângulo de visão inicial definido como padrão.

➤ Pop-up Menu **Vista Rápida:**



Permite visualizar a coluna vertebral de um modo mais rápido.

Existem vistas rápidas pré-definidas, como ilustra a **Figura 11**.

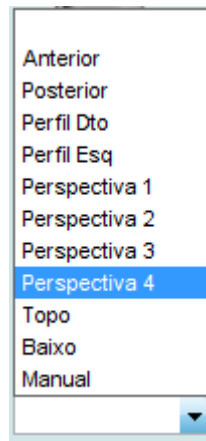


Figura 11 – Vistas Rápidas Pré-definidas

Se a *Perspectiva 4* for seleccionada, a coluna vertebral é observada numa perspectiva em que o Azimute= -135° e a Elevação= 20° , como ilustra a **Figura 12**.

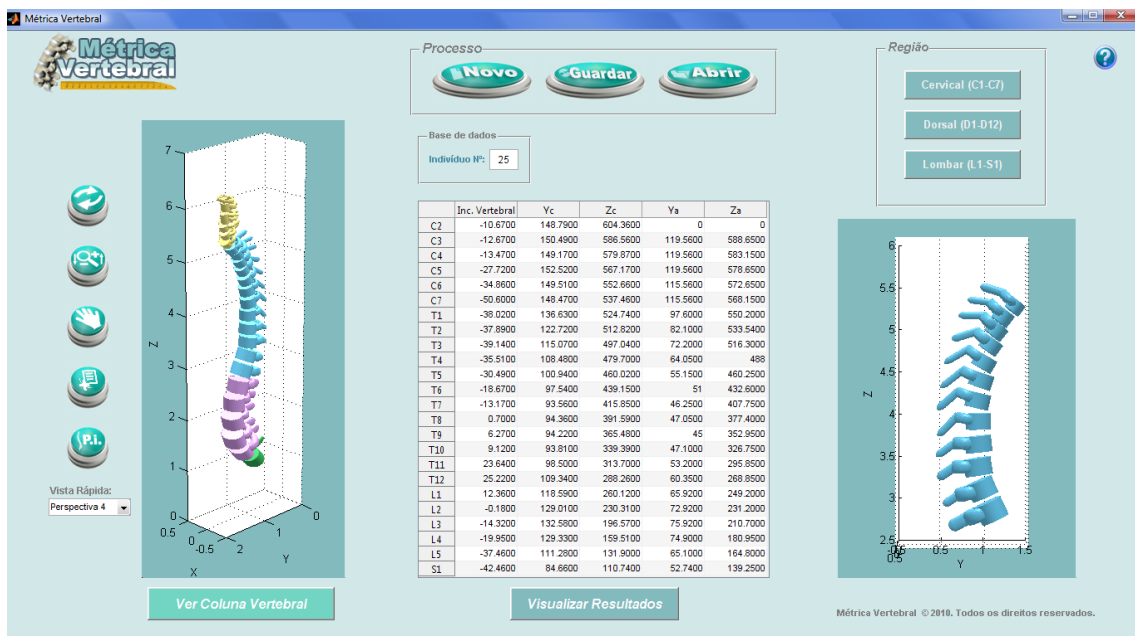


Figura 12 – Perspectiva 4 do indivíduo 25 da base de dados (obtida pelo Métrica Vertebral mecânico)

Se a opção *Manual* for seleccionada, o utilizador deve definir os ângulos de Azimute e Elevação, de acordo com a configuração apresentada na **Figura 13**.

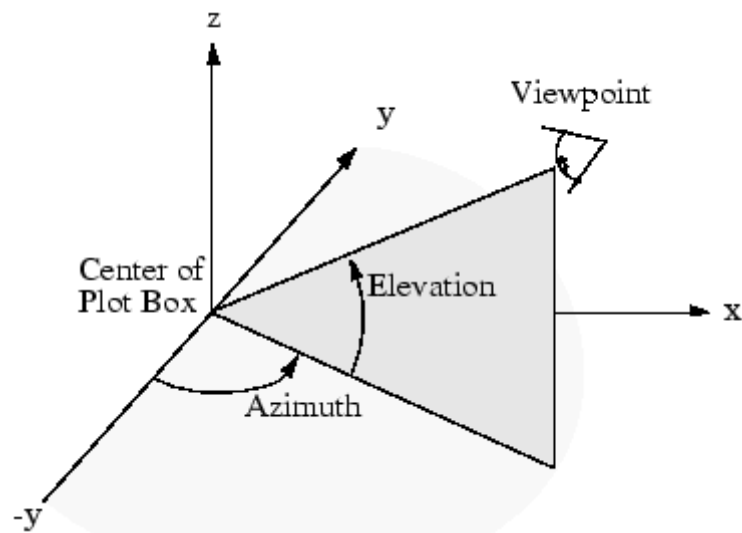


Figura 13 – Convenção Azimute e Elevação a ser definida na opção *Manual*